

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE INGENIERÍA

TESINA

Nombre del programa: Aplicación de conocimientos de ingeniería biomédica en el Hospital de Oncología de Centro Médico

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO ELÉCTRICO ELECTRÓNICO**

PRESENTA:



CYNTHIA ARIANNA OSORIO SOLANO

DIRECTOR DE TESINA

MI. LUIS ARTURO HARO RUIZ

CIUDAD UNIVERSITARIA

INDICE

| | |
|---|----|
| I. Objetivo..... | 4 |
| II. Marco Teórico | |
| II.1 Introducción..... | 4 |
| II.2 Efectos fisiológicos de la electricidad..... | 5 |
| II.3 Electrocirugía..... | 14 |
| II.4 Clasificación de Equipo Médico..... | 16 |
| II.5. Lineamientos eléctricos a seguir, para la correcta utilización del equipo médico en el Hospital de Oncología CMN..... | 20 |
| II.6 Riesgos Eléctricos con Equipo Médico..... | 25 |
| II.7 Instalaciones Especiales de Seguridad para Pacientes Susceptibles a la Electricidad..... | 27 |
| II.8 Amplificador de instrumentación basado en tres amplificadores operacionales..... | 32 |
| II.9 Códigos y estándares de Seguridad Eléctrica..... | 34 |
| III. Resultados | |
| 1. Sesiones Informativas..... | 35 |
| 2. Revisiones correctivas de entornos eléctricos en Terapia Intensiva..... | 35 |
| 3. Mantenimiento a impresoras de etiqueta en el área de análisis (Zebra Z4M Plus)..... | 36 |
| 3.1. Etiquetas con datos y código de barra..... | 36 |
| 3.2. La impresora Z4M Plus..... | 39 |
| 3.3. Panel principal de la Z4M Plus..... | 40 |
| 3.4. Colocación de <i>ribbon</i> y etiquetas en la Z4M Plus..... | 42 |
| 3.5. Autocalibración..... | 48 |
| 3.6. Calibración de los sensores de etiqueta..... | 48 |
| 3.7. Sustitución del cabezal de impresión de la Z4M Plus..... | 52 |
| 3.8. Sustitución del rodillo de impresión de la Z4M Plus..... | 54 |
| 3.9. Test para verificar parámetros y calidad de impresión en la Z4M Plus..... | 58 |
| 3.10. Especificaciones eléctricas de la Z4M Plus..... | 59 |
| 3.11. Fuente de poder de la Z4M Plus | |
| a) Transformador..... | 61 |

| | |
|---|-----------|
| b) Puente de diodos..... | 61 |
| c) Capacitor electrolítico..... | 65 |
| d) Regulador lineal..... | 67 |
| e) Transistores | 68 |
| 4. Programas de mantenimiento preventivo..... | 75 |
| 5. Circuitos eléctricos equivalentes en instalaciones especiales..... | 77 |
| IV. Conclusiones..... | 82 |

Nombre del programa: Aplicación de conocimientos de ingeniería biomédica en el Hospital de Oncología de Centro Médico

I. Objetivo

Aplicar los conocimientos adquiridos en la Ingeniería Eléctrica Electrónica (con módulo de Biomédica), para perfeccionar la seguridad eléctrica tanto para los pacientes como para los empleados ocupacionalmente expuestos, en el Hospital de Especialidades de Oncología CMN Siglo XXI. Así como realizar de manera práctica y teórica, los mantenimientos preventivos y correctivos, a equipos eléctricos que proporcionan servicios directos o indirectos dentro del hospital.

II. Marco Teórico

II.1 Introducción

En la actualidad se han perfeccionado e incluso innovado con muchos dispositivos médicos que disminuyen radicalmente la mortalidad por enfermedades graves. Sin embargo, también se registra una cantidad considerable de muertes por el mal uso de dichos dispositivos, de su ambiente externo o sus instalaciones.

Siendo de vital importancia exigir a los proveedores, fabricantes e ingenieros encargados de los servicios de mantenimiento a los equipos médicos modernos, nos garanticen la seguridad del paciente, aún en caso de fallas propias del equipo. Considerando de vital importancia la necesidad de apegarse a los procedimientos y métodos médicos e ingenieriles correctos, evitando la consulta del manual y las características técnicas hasta ocurrido un error o una falla en el dispositivo médico.

Aunque pudiera llegar a pensarse que un hospital no presenta mayor peligro de accidentes eléctricos que cualquier otro, esto no es completamente cierto, ya que bajo ciertas condiciones los pacientes pueden estar más expuestos que en un ambiente común y corriente. Debiéndose tomar precauciones especiales en ciertos sectores de la estancia médica.

Algunos procedimientos médicos, como ya lo mencionamos con anterioridad, pueden significar mayor riesgo de accidentes eléctricos, debido a que la piel y membranas mucosas son frecuentemente penetradas o alteradas, y se complica aún más con sustancias y algunos tipos de energía. Siendo éstos últimos, por citar algunos ejemplos: fuego, aire, agua, sustancias químicas, drogas, microorganismos, bichos, basura biológica y química, electricidad, instalaciones médicas, esfuerzos mecánicos, rayos X, ultrasonidos, imanes, luces ultravioletas, microondas y láseres.

Es bien sabido que es verdaderamente difícil, detenerse a pensar en el correcto cuidado del equipo médico, en una situación en la cual la vida de una persona puede estarse perdiendo,

pero el conjunto de personas que planea las instalaciones eléctricas con asesoría de ingenieros eléctricos y/o biomédicos, deben diseñar de tal manera los entornos y los equipos, para que los usuarios tengan la menor oportunidad de cometer errores.

El principal objetivo del servicio social, fue el enfocarse en la seguridad eléctrica y electrónica de las instalaciones hospitalarias, efectos fisiológicos de la electricidad, métodos de protección y estándares, para garantizar el bienestar y la seguridad del paciente oncológico; sin embargo, deben considerarse otros aspectos, como esterilización eficiente, tratamiento de desechos biológicos y protección de radiaciones, que podrían estar muy ligados al presente trabajo.

Ninguno de los riesgos que ya mencionamos anteriormente son triviales, y con mucho más razón, si se trata de personas que no tienen sus capacidades al cien por ciento, pacientes con movilidad limitada, con requerimiento de camilla y equipos radiológicos portátiles o rodantes, etc. Sin embargo, en el presente trabajo se le dio prioridad a las instalaciones eléctricas del hospital y al equipamiento médico ahí utilizado.

II.2 Efectos fisiológicos de la electricidad

Una lesión por corriente eléctrica es aquella que se produce cuando el flujo de la misma, atraviesa el cuerpo y quema el tejido o interfiere en el funcionamiento de un órgano interno.

Es importante de inicio, considerar que hay enormes diferencias entre los rangos de magnitud de corriente que hacen daño a un cuerpo sano a uno que está conectado a un aparato electromédico, teniendo en cuenta que éste último pudo haber sido desprotegido de su defensa natural, como lo es la piel. Aún si ésta última no ha sido penetrada puede variar mucho de acuerdo a las circunstancias. En algunas pruebas de laboratorio se ha demostrado que la resistencia aproximada de la mano, es de 45 000 ohms/cm, pero puede reducirse considerablemente por factores de humedad, alcanzando hasta 1 000 ohms/cm. Por lo cual, las manos húmedas aumentan el peligro al tocar interruptores o equipo médico eléctrico.

Por otro lado, la piel brinda más protección en el caso de la corriente directa (DC) que en el de corriente alterna (AC), pero ambos tipos de corriente pueden ocasionar lesiones graves. Y aunque los accidentes eléctricos se producen, en general, como consecuencia de corrientes alternas, esto es debido a que dicha corriente se usa mucho más frecuentemente que la otra.

En cuanto al nivel interno, la mayor parte de los tejidos del cuerpo contienen un elevado porcentaje de agua, en consecuencia, resultan un aceptable conductor eléctrico. La parte del organismo que se sitúa entre los dos puntos de contacto, constituye un conductor volumétrico no homogéneo, en el cual la distribución del flujo de corriente es determinada por la conductividad local del tejido.

Existen estudios suficientes, para asegurar que los parámetros de los cuales dependen las reacciones fisiológicas del cuerpo humano a la electricidad, son principalmente: *intensidad de corriente, el recorrido de la misma, su frecuencia y duración*, que pueden llegar a afectar al cuerpo humano principalmente de dos maneras:

- Calentamiento debido a la resistencia del cuerpo al paso de la corriente eléctrica.
- La estimulación motora que puede sufrir el tejido nervioso o muscular a la corriente.

Sin embargo, es importante aclarar que también existen otros factores que no han sido estudiados, pero que en algunos casos, nos dejan ver el valor de sus consecuencias; este puede ser el caso de la superficie de contacto, que contrariamente a lo que pudiera pensarse, es más peligrosa entre más pequeña sea. Cuando una corriente grande fluye a través de una pequeña superficie de contacto, pueden producirse elevadas temperaturas. La alta densidad de corriente resultante convierte la energía eléctrica en energía térmica, produciéndose una quemadura. Este tipo de lesión puede ocurrir con voltajes bajos, por ejemplo, un cable “vivo” de la red doméstica que entre en contacto con un labio, producirá una quemadura considerable.

Con la corriente doméstica las quemaduras eléctricas se limitan, por lo general, a lesiones localizadas en los puntos de contacto o en sus inmediaciones, lugares donde se da la mayor densidad de corriente. En los accidentes industriales causados por alta tensión, así como en accidentes por rayos, la energía eléctrica disipada puede ser suficiente para producir quemaduras que afecten grandes zonas del cuerpo.

La siguiente tabla muestra los rangos de corriente y sus consecuencias en un cuerpo humano. La corriente utilizada va de mano a mano, con una frecuencia 60 Hz y una duración de 1 a 3 seg., respectivamente, aplicadas a una persona promedio (70kg).

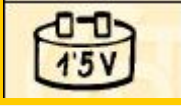

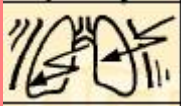



| NIVEL DE CORRIENTE | REACCION |
|--------------------|---|
| 0.5 mA | Umbral de percepción  |
| 6 mA | Pérdida del control motor  |
| 18-20 mA | Parálisis respiratoria  |
| 75-400 mA | Fibrilación ventricular  |
| 1-6 A | Contracción sostenida del miocardio  |
| 10 A | Quemaduras y lesiones físicas varias  |

Fig. 1.1

Siendo las reacciones a cada corriente, las explicadas a continuación:

- **Umbral de Percepción**

Las sensaciones, es decir, los olores, los colores, los sabores, los sonidos, lo táctil o el dolor, son una experiencia básica de estimulación generada a través de los sentidos (gusto, tacto, vista, olfato, oído). Es así como podemos registrar el mayor o menor volumen de la música, el sabor salado o dulce de la comida, el frío o el calor que posee un objeto, etc. Pero las

sensaciones por sí solas no bastan para interactuar o establecer contacto rotundo con el entorno, es necesario interpretarlas. *Es aquí donde entra en juego la percepción.*

La percepción es el proceso mental encargado de interpretar esas sensaciones, dándoles organización y significado.

Por otro lado, el *umbral* es el valor mínimo de una magnitud a partir del cual se produce un efecto determinado. Existiendo dos tipos de umbral, el absoluto y el diferencial. El umbral absoluto es la cantidad mínima de energía que puede detectarse como estimulación 50 % de las veces, mientras que el umbral diferencial es el cambio de estimulación más pequeño que puede ser detectado el 50 % de las veces.

Dicho lo anterior, el umbral de percepción de la corriente eléctrica, es el paso de los electrones suficientemente grande como para ser detectado por las terminaciones nerviosas de la piel y el sujeto la percibe como un hormigueo. Por lo tanto, es la mínima corriente que un sujeto puede percibir y ésta varía de acuerdo a las características de cada persona, por ejemplo, si suda, si está nerviosa, si es delgada, etc., pero se considera desde 0.5mA.

- **Perdida del Control Motor**

Con corrientes mínimas de 6mA, los músculos y los nervios son vigorosamente estimulados, produciendo dolor y fatiga extrema, ya que se producen contracciones y relajaciones involuntarias de músculos. Por lo dicho anteriormente, la persona puede sufrir daños o lesiones secundarias a causa de movimientos no controlados, como pueden ser: cortaduras, caídas, golpes contra algún objeto sólido y duro, etc.

- **Parálisis Respiratoria**

Si la corriente incrementa hasta niveles de 18 a 20mA y no es interrumpida, se producen contracciones en los músculos respiratorios, que pueden ser suficientemente severas para lograr asfixiar a la persona expuesta. En caso contrario, en los que la corriente se inhibe a tiempo, pueden aparecer dolores intensos en el pecho, o bien, fatiga extrema ocasionada por la fuerte contracción involuntaria del sistema respiratorio.

La asfixia se produce cuando los músculos del diafragma son puestos en un estado de contracción permanente (también conocido con el nombre de tetania) debido a una corriente persistente, esta situación da como consecuencia una falla pulmonar.

- **Fibrilación Ventricular**

Si la magnitud de corriente va de 75 a 400mA, se puede excitar alguna parte del músculo del corazón, entonces la propagación de electricidad normal a través del mismo es alterada. Si la actividad cardiaca normal es suficientemente interrumpida, se pueden alcanzar hasta 300 latidos por minuto.

Se presenta un ritmo irregular en distintas partes del corazón, de tal manera, que en cada segmento del mismo, hay frecuencias distintas de latido.

Desafortunadamente, esta desorganización en el ritmo cardiaco, no se detiene cuando la corriente es interrumpida. El ritmo cardiaco regresa a sus niveles normales, sólo con un pulso breve y alto del desfibrilador, con el cual, todos los músculos del corazón son estimulados simultáneamente; después todos se relajan al unísono y finalmente, regresan al ritmo normal.

En Estados Unidos, aproximadamente 1000 muertes por año ocurren en accidentes que ocasionan este estado en el corazón, causado por algún cable de aparato electrodoméstico.

- **Contracción sostenida del miocardio**

Cuando la corriente incrementa de 1 a 6 A, el músculo cardiaco entero se contrae. Aunque el corazón para de latir durante la aplicación de la corriente, el ritmo cardiaco regresa con la interrupción de la misma.

Y según algunos estudios relacionados, este tipo de corrientes, no causa ningún daño irreversible al corazón.

- **Quemaduras y daños físicos**

Acerca de las consecuencias a corrientes más altas, en realidad, se sabe poco. Sin embargo, en los escasos experimentos existentes, se observa que en voltajes altos (240V) se puede llegar a perforar la piel y en corrientes excesivas, contraer al músculo incluso alejándolo del hueso.

Es muy importante tomar en cuenta que en líneas con voltajes extremadamente elevados (30 000V), se puede incluso producir una chispa en el aire (por la ionización del mismo), formando un arco a través de un espacio de aproximadamente un centímetro, con algún elemento conductor cercano. Este elemento cercano puede ser una persona, que como ya mencionamos, por estar formada en su mayoría por agua, constituye un conductor aceptable. Desafortunadamente, este arco, una vez formado, puede mantenerse vivo con voltajes muchísimo menores y extenderse varios centímetros de longitud, llegando a temperaturas de hasta 4 000 °C, lo que da lugar a que la carne se “ evapore ” y el hueso quede fundido.

Este arco generalmente no se transmite directamente al cuerpo, sino a través de anillos, relojes o pulseras hechas de materiales metálicos (conductores) y se ha comprobado, que generalmente se forma en ambientes húmedos o sucios.

Las consecuencias y los valores pueden variar según las situaciones, pero es un hecho, que es positivo mantener las intensidades de corriente, lo más bajas posible, tanto como nos lo permitan las posibilidades tecnológicas y económicas de nuestras instalaciones hospitalarias. Y con ésta recomendación, se estarán previniendo y afrontando de mejor manera, tanto fallas paramétricas como catastróficas.

Otros parámetros de importancia

Los parámetros descritos anteriormente aplican para ciertas condiciones, como lo mencionamos, para una frecuencia de 60Hz con una duración de 1 a 3 seg y aplicada a una persona promedio de 70 kg de peso. Sin embargo, también se indicaba que existían otros parámetros importantes a considerar, como lo son, la frecuencia, la duración, el peso del cuerpo y el recorrido de la corriente, de los cuales hablaremos a continuación:

- **Frecuencia.** La Fig 1.2 representa la corriente de pérdida de control motor contra frecuencia de corriente. Desafortunadamente, los límites mínimos coinciden para las frecuencias comerciales entre 50 y 60 Hz. Y para frecuencias menores a 10 Hz o mayores a 100Hz, estos umbrales aumentan ocurriendo a mayores corrientes. De tal manera que para frecuencias bajas se pueden soportar mayores cantidades de corriente. Este hecho puede deberse quizá, a que los músculos pueden alcanzar a relajarse durante algunas partes del ciclo de la señal de corriente.

Y aunque generalmente, tanto el paciente como el personal ocupacionalmente expuesto, tienen contacto con la frecuencia de 60 Hz, los efectos que son producidos con frecuencias altas no pueden ser ignorados.

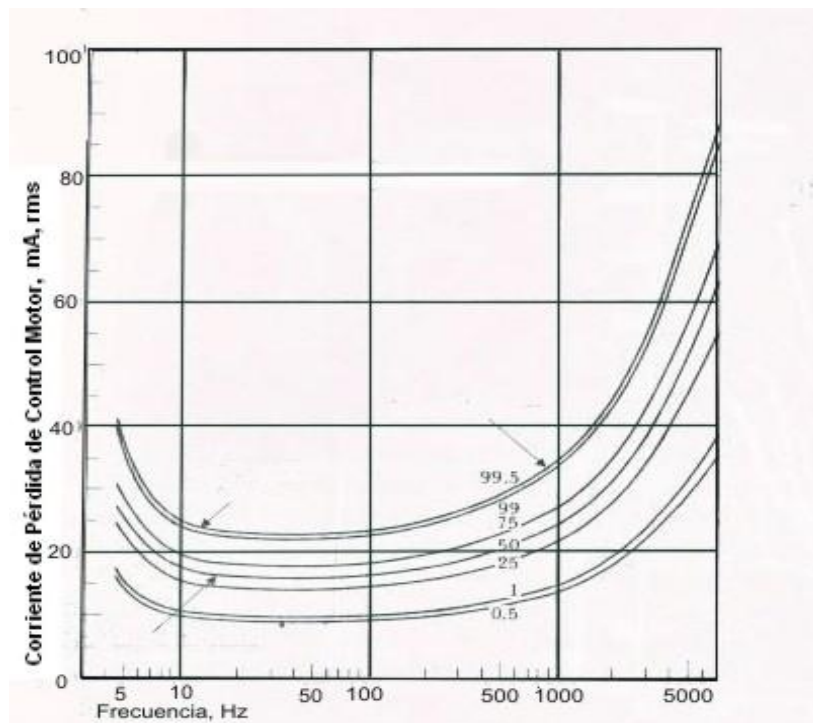


Fig. 1.2

- **Duración.** Este parámetro es de suma importancia para la determinación de las lesiones y consecuencias provocadas por las corrientes eléctricas, ya que, como se muestra en la figura 1.3, si la duración de la corriente es suficientemente larga, puede causar daños severos, incluso fibrilación ventricular, con corrientes muy pequeñas. Por ejemplo, una corriente de 200mA expuesta a 50ms provoca la misma reacción que una de 20mA a 1seg.

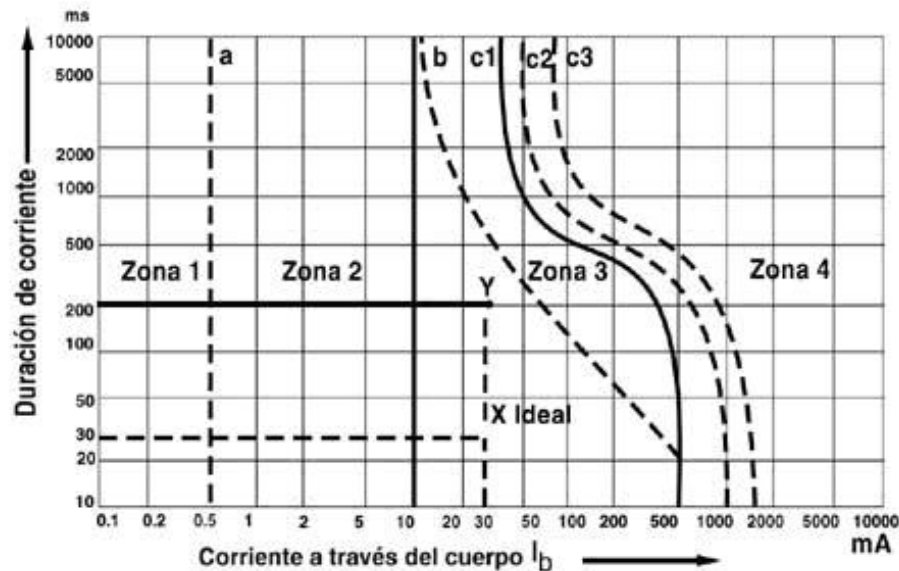


Fig 1.3

La figura 1.3 describe un conjunto de curvas, que definen las diferentes zonas de riesgo de la corriente eléctrica en base a la intensidad y al tiempo de exposición a la misma, como se explica a continuación:

- **Zona 1.** No hay alteraciones apreciables en piel y órganos, al término de la zona, la curva **a** indica los límites de umbral de percepción.
- **Zona 2.** Normalmente sin reacción aparente hasta la curva indicada como **b**, que nos indica el umbral de movimientos involuntarios, como el no poder soltar el cable.
- **Zona 3.** Aparecen contracciones musculares, dificultad en la respiración y disturbios reversibles del ritmo cardiaco. Incluso se pueden dar paros transitorios sin fibrilación ventricular.
- **Zona 4.** En adición a los efectos de la Zona 3, la probabilidad de fibrilación ventricular se incrementa, de hecho, el umbral de fibrilación ventricular se encuentra definido por la curva **C1**. Se pueden tener probabilidades de fibrilación de hasta un 5% en la curva **C2** y un 50% en la curva **C3**.

Aunque es importante tener presente el parámetro de la duración de corriente, al influir en los daños fisiológicos de un paciente, en la práctica, resulta más sencillo pensar en función de si la corriente es persistente o no persistente. Por ejemplo, tener especial cuidado con las corrientes en las cuales la persona está expuesta a *fibrilación ventricular*, ya que aún con la suspensión de la corriente, el corazón no regresa a sus ritmos normales de funcionamiento.

- **Peso del cuerpo.** Con respecto a este parámetro, sólo se tiene conocimiento de corrientes aplicadas a animales de diferentes pesos, las cuales se extrapolan a los umbrales humanos, esto quiere decir, que se requieren mayores estudios y experimentos para tener umbrales aplicados a personas con diferentes pesos. Sin embargo, podemos reconocer en la fig 1.4, que a mayor peso los umbrales de fibrilación ventricular también aumenta, en otras palabras, es más difícil que un cuerpo de mayor peso entre en estado de fibrilación ventricular.

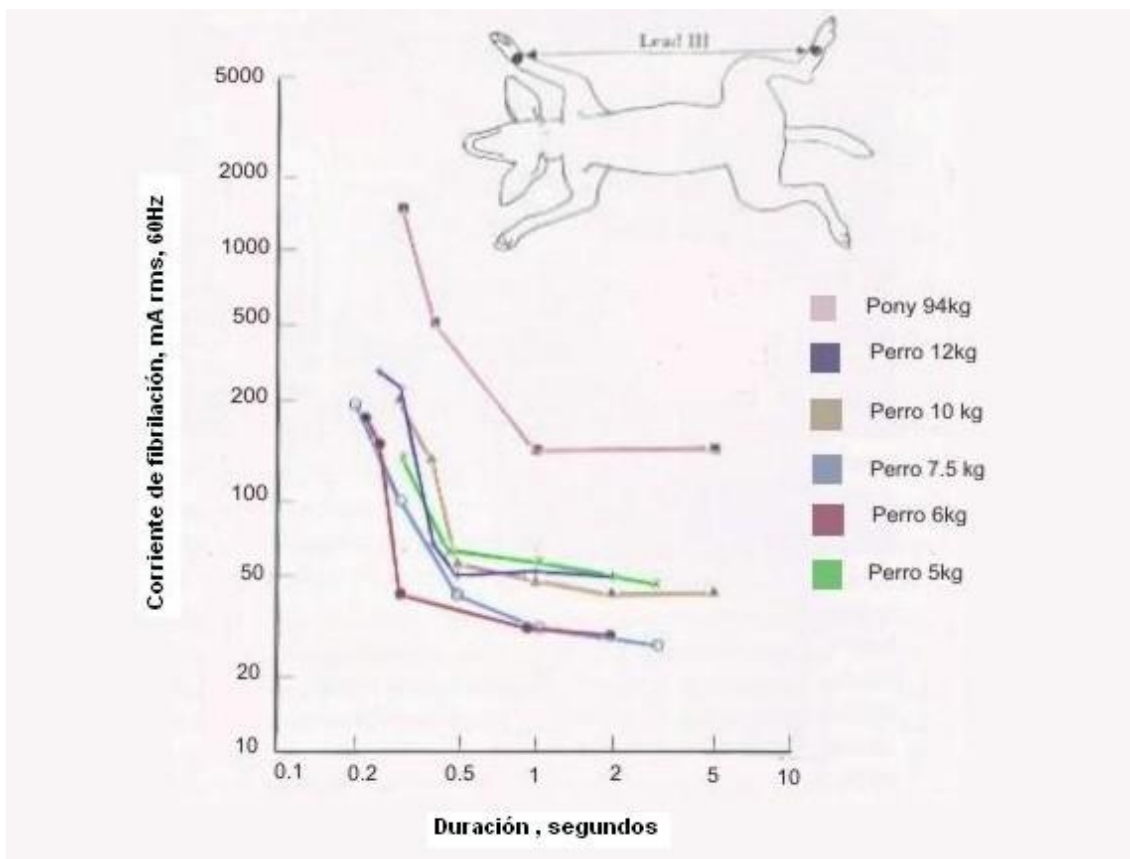


Fig 1.4

- **Puntos de Entrada/Salida.** Los puntos de entrada y salida del paso de la corriente, así como el recorrido de la misma, determinan en gran medida la probabilidad de sufrir fibrilación ventricular, un macroshock o un microshock. La trayectoria de la corriente a través del cuerpo sigue, en general, el camino más corto entre el punto de entrada y el de salida, y por supuesto, la trayectoria más peligrosa es a través del pecho, en el que se encuentran los músculos respiratorios y el corazón, los cuales constituyen órganos vitales y vulnerables. Esta situación puede ocasionarse cuando son las manos las que constituyen los puntos de entrada y salida de la corriente, por lo cual, siempre que se trabaje en un equipo “vivo” se considera prudente conservar una mano en el bolsillo de la bata o vestimenta de servicio.

En el caso de que sólo una porción de flujo total de la corriente aplicada, pase a través del corazón, se habla de un *macroshock* (Fig. 1.5 A)

El *macroshock* se caracteriza por un recorrido largo a través del cuerpo y en el cual la magnitud de corriente aplicada para poder entrar en fibrilación, es mucho mayor de la que se necesita cuando la corriente fluye directamente en el corazón. Y en este caso, el corazón sólo recibe parte del flujo de corriente.

El segundo caso es conocido con el nombre de *microshock*, en el cual la protección de la piel es eliminada por algunos dispositivos médicos, como lo es el caso de procedimientos que requieren incisiones o inserciones de dispositivos conductores en entradas naturales del cuerpo. En estos casos, como la resistencia natural de la piel es evitada ($15\text{k}\Omega$ a $1\text{M}\Omega$ por cm^2), menos voltaje es requerido para producir daños fisiológicos debidos a la corriente. Particularmente, los pacientes más expuestos, son los que poseen dispositivos conectados directamente al corazón, como pueden ser catéteres cardiacos. Si éstos dispositivos proporcionan un camino conductor aislado, entonces corrientes muy pequeñas pueden causar microshocks que provoquen fibrilación ventricular.

En la fig 1.5 B, se muestra como toda la corriente fluye a través del corazón por el dispositivo médico conductor. Las corrientes de microshock, pueden ser tan pequeñas como $20\mu\text{A}$ para alcanzar a fibrilar, en perros. Los escasos experimentos en humanos, muestran que con catéteres intracardiacos las corrientes de microshock están entre 80 y $600\mu\text{A}$, pero el límite de seguridad generalmente aceptado es de $10\mu\text{A}$.

En verdad, poca importancia se les da a los puntos de entrada y salida en el cuerpo, cuando fluye una corriente eléctrica; sin embargo, como pudimos constatar en la explicación anterior, esto puede determinar los umbrales de fibrilación y las consecuencias de un daño eléctrico. Por ejemplo, si los puntos se encuentran próximos, el recorrido dentro del cuerpo va a ser corto, y por lo tanto, hay menores posibilidades de daño y fibrilación, aún con corrientes altas.

Por ejemplo, si la corriente fluye de la parte alta de un brazo a la mano o entre dos puntos abdominales, lo más probable es que esta trayectoria no cause daños graves, debido a que en el recorrido no se involucra ningún órgano vital.

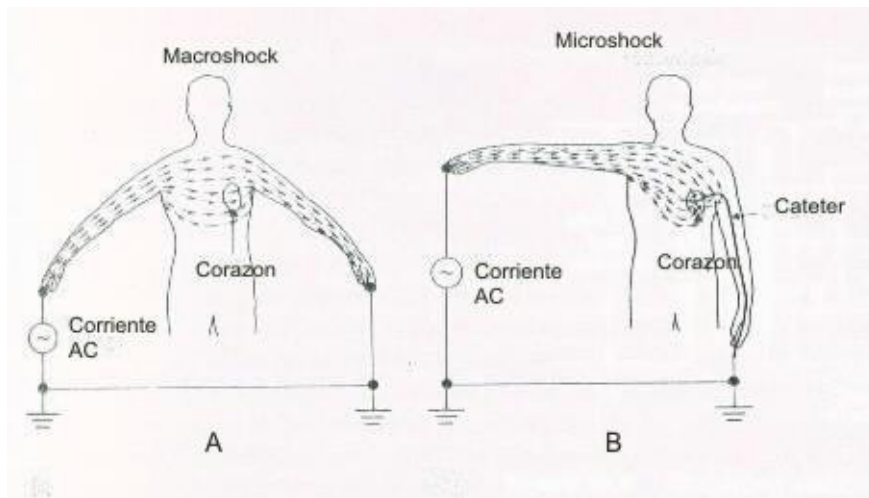


Fig 1.5

Sin embargo, la contraparte se da cuando la corriente eléctrica también puede ser ocupada para curar de manera directa en los quirófanos, mediante la electrocirugía, de la cual hablaremos brevemente a continuación:

II.3 Electrocirugía

En términos generales, la electrocirugía o electrocauterización, es la quema de un tejido con la aplicación de calor (mediante una sonda de metal calentada por corriente eléctrica), para eliminar una porción ó la totalidad del mismo, en un intento de mitigar daños, por citar algunos ejemplos: un crecimiento no deseado (cáncer), un daño físico potencial (como una infección), enfermedades en las cuales los medicamentos no son una posibilidad, etc. De hecho la utilidad de esta práctica fue valiosa en tiempos anteriores a varios niveles:

- útil para detener pérdidas graves de sangre (desangramiento)
- para cerrar amputaciones
- para prevención de infecciones

Desde la época de Hipócrates, siglo IV a. de C., se menciona el uso de calor para producir quemadura y tratar el crecimiento canceroso de un tumor en el cuello de un paciente. En el siglo XVIII nuevamente se recurre a este método, pero el electrocauterio en aquella época, no permitía se diera una adecuada profundidad de la quemadura y por lo tanto, una evolución satisfactoria de la cicatrización de los tejidos afectados.

En 1892, Arsene d'Arsonval en París, realizó el primer estudio de los efectos de la corriente con alta frecuencia en humanos; fue él quien describió que sobre los 100

000 ciclos no se producía respuesta neuromuscular, a pesar de producirse calor y que las células actúan como conductores eléctricos debido a su contenido electrolítico.

Lo anterior fue el antecedente del efecto de las frecuencias altas de la corriente, que dio pie a descubrir posteriormente que una corriente directa (DC) produce despolarización de las membranas celulares. Si la despolarización ocurre en el tejido neuromuscular, se producirá excitación y el paciente experimentará una contracción o efecto farádico. En el caso de que el organismo reciba corrientes alternas (AC) a baja frecuencia, los iones tisulares son empujados alternadamente hacia adelante y hacia atrás, debido a la reversión rápida del flujo de corriente y también habrá despolarización. Sin embargo, será contrarrestada, debido a la reversión de la corriente y en este caso el paciente experimentará actividad neuromuscular tetánica. No obstante, si se aplica corriente alterna a altas frecuencias (mayores a 100kHz), los iones celulares cambian de posición en menor grado, debido a lo rápido de la reversión en la dirección de la corriente y gracias a este efecto, no se producirá despolarización celular y no habrá excitación neuromuscular.

Electrocauterización monopolar contra bipolar

También conocidas como monotérmica y diatérmica respectivamente. Ambas involucran el uso de corrientes alternas de alta frecuencia y un par de electrodos, uno llamado activo y el otro retorno. La diferencia radica en la colocación de ambos:

- **Monopolar:** La corriente viaja de la sonda activa donde la cauterización ocurre y el cuerpo del paciente actúa como “tierra”. De esta manera una almohadilla de “tierra” (retorno) es colocada en el cuerpo de la persona, usualmente en el muslo y conduce el flujo eléctrico hacia la máquina. En este tipo de electrocirugía la aplicación cuidadosa del electrodo de retorno es imprescindible, para evitar quemaduras externas que pueden ocurrir si no se detecta el posicionamiento adecuado.
- **Bipolar:** La sonda (activo) y el “retorno” son ambos colocados en el sitio de cauterización, usualmente se utiliza un dispositivo que tiene el aspecto de fórceps, en el cual cada extremo es un electrodo, cauterizando únicamente los tejidos entre los electrodos.

Entonces, podríamos concluir diciendo, que la electrocirugía es la aplicación de corriente alterna de alta frecuencia a tejidos biológicos, utilizando un generador eléctrico. El cual permitirá la utilidad de frecuencias entre 1 a 3 MHz. con lo que NO conseguiremos producir estimulación en las células excitables, sólo efectos térmicos.

La electrocirugía ha sido un gran avance en el desarrollo de la cirugía, sin embargo, el conocimiento mínimo de los principios que rigen su funcionamiento y el mal seguimiento de las normas de seguridad, por parte de los profesionales que se valen de sus medios en las salas de cirugía, pueden costarle la vida a un paciente. Y a pesar del trabajo de ingeniería para reducir al mínimo los riesgos físicos de estos aparatos, en muchas ocasiones los peligros persisten de manera latente por ignorancia en el buen uso del equipo y el error humano.

II.4 Clasificación de Equipo Médico.

Un equipo médico es cualquier instrumento, dispositivo o software, que se emplea de forma aislada o en combinación, y que está destinado por el fabricante para ser utilizado en seres humanos, principalmente con fines de :

- Diagnóstico, prevención, control, tratamiento o alivio de una enfermedad o lesión,
- Investigación, sustitución o modificación de la anatomía o de un proceso fisiológico,

Para llegar a la clasificación del equipamiento e instalaciones de un hospital, se necesita tomar en cuenta distintos criterios, que sin embargo, deben ser compatibles entre sí. Lo que se pretende es que la clasificación no sólo sea información general, sino que nos ayude a establecer las políticas de mantenimiento a los equipos e instalaciones.

Las instalaciones y el equipamiento utilizados en un hospital son muy variados, tanto tecnológicamente como funcionalmente. Coincidiendo con elementos normales de cualquier industria, como calderas de agua caliente, máquinas enfriadoras, bombas, etc., que coexisten con equipos e instalaciones específicamente utilizados para la práctica sanitaria, como instalaciones radiológicas, quirúrgicas, analíticas o de terapia.

En el presente trabajo de servicio social, la clasificación de los equipos y accesorios médicos se lleva a cabo tomando en cuenta dos cosas principalmente: la primera, el nivel de riesgo que puede afectar a diferentes actores en el ambiente hospitalario y la segunda, en relación con la seguridad eléctrica que otorgan los equipos biomédicos.

En primera instancia, se presenta una clasificación general del equipamiento, después una según los riesgos y finalmente, la última clasificación está basada en la seguridad eléctrica. Posteriormente, en los resultados, se expondrá un ejemplo de aplicación, en el que se escogen diversos criterios de decisión, obteniéndose la política de mantenimiento más adecuada para un conjunto de equipos que coinciden en una sala de quirófano.

Clasificación General del Equipamiento

- Instalaciones Generales. Son las que abastecen y abarcan a todo el hospital: suministro eléctrico, suministro de gases, climatización primaria, suministro de agua, sistemas contra incendios, plantas de tratamiento de agua fría y caliente, sistemas de transporte de personas, muestras y mercancías.
- Instalaciones Específicas. Son las que tienen un área de influencia determinada, fundamentalmente en áreas consideradas críticas: centrales de esterilización, instalaciones de seguridad eléctrica en quirófanos, instalaciones de climatización en áreas blancas, plantas de producción de agua tratada para diálisis y sistema de comunicación en plantas de hospitalización.
- Equipamiento Médico. Son equipos que ejercen alguna función directa con el paciente y están manejados por personal autorizado y cualificado. Se clasifican por áreas funcionales para optimizar el estudio del comportamiento de los mismos, tanto desde el punto de vista de mantenimiento como de producción o asistencial.

Según los riesgos.

Se clasifican los equipos considerando los riesgos hacia el paciente, el personal ocupacionalmente expuesto o a terceros (visitantes por ejemplo), teniendo en consideración las áreas de utilización. Para lo anterior, se han determinado las siguientes áreas funcionales:

- ❖ Diagnóstico por imagen
- ❖ Visualización y registro
- ❖ Terapia y laboratorios

Para poder establecer una política de intervención que minimice los riesgos, es necesario hacer un análisis de los mismos clasificados por tipo de actividad asistencial y, según se ha indicado anteriormente, desde el punto de vista de paciente, operario y terceros. Para cumplir con este objetivo, se ha establecido una relación de riesgos, codificándolos como se muestra en la tabla 1.6.

| CÓDIGO | RIESGO | CÓDIGO | RIESGO |
|--------|---|--------|---|
| 1 | Caídas, golpes, choques y aplastamientos | 16 | Gases anestésicos |
| 2 | Cortes, heridas punzantes (sin riesgo biológico) | 17 | Gases no anestésicos |
| 3 | Impacto de pequeñas partículas y polvo | 18 | Mamparas citostáticas |
| 4 | Maniobras cruentas a pacientes. Invasión incruenta | 19 | Medicinas tóxicas |
| 5 | Manipulación de productos hemáticos | 20 | Germicidas de dispersión aérea |
| 6 | Manipulación de tejidos orgánicos | 21 | Productos tóxicos irritantes |
| 7 | Manipulación de deshechos clínicos | 22 | Cortes y heridas punzantes con riesgos biológicos |
| 8 | Exposición a enfermedades aéreas | 23 | Exposición a combustibles explosivos |
| 9 | Electrocución | 24 | Contaminación radiactiva |
| 10 | Radiactivos | 25 | Fatiga: Postura, sensitiva |
| 11 | Radiaciones ionizantes | 26 | Riesgos biológicos |
| 12 | Quemaduras | 27 | Magnitudes de salida incorrectas |
| 13 | Ventilación inadecuada | 28 | Interferencias con otros equipos |
| 14 | Ruidos y vibraciones | 29 | Líquidos residuales |
| 15 | Variaciones térmicas | 30 | Incendios |

Tabla 1.6. Codificación de riesgos

Y como complemento de lo anterior, se muestran las tablas de análisis de riesgos en las áreas de diagnóstico, en la tabla 1.7.

| RIESGOS RADIOLOGÍA | | |
|--------------------------------------|---|--|
| 1 | Caídas, golpes, choques y aplastamientos | Aplastamiento: telemandos fundamentalmente. Descolgamiento: cables en mal estado, suspensiones cedidas. Caídas: vuelco de mesas. |
| 4 | Maniobras cruentas a pacientes. Invasión incruenta | Trasvase paciente camilla-mesa. Manipulación de órganos para presentación. |
| 9 | Electrocución | Derivación eléctrica. Acceso a cables de B.T. o A.T. |
| 11 | Radiaciones ionizantes | Sobre exposición debido a: equipos fuera de calibración, repetición de estudios innecesarios. Deficiencias estructura: zonas sin emplomar, fugas en puertas y ventanas. Falta protección personal: guantes, delantales plomados, etc. No mantenimiento de la distancia requerida en equipos portátiles y quirúrgicos. Exposición accidental: deficiente señalización de zona, etc. |
| 12 | Quemaduras | Desprendimiento de aceite refrigeración del tubo, por falta de estanqueidad, fallo de mecanismo de seguridad (detección de alta temperatura) no existencia del mismo o no conectado. |
| 30 | Incendios | Auto ignición en equipos portátiles a baterías. |
| RIESGOS PROCESADORAS | | |
| 1 | Caídas | Cuarto oscuro no ordenado. Mala accesibilidad de interruptor de luz. |
| 9 | Electrocución | Derivación eléctrica: Falta T.T. en Base de enchufe o desconexión de cable de tierra en clavija. Derrame de agua en el lavado de cuba y mojado de cables. |
| 13 | Ventilación inadecuada | Extractor no independiente de la climatización y de capacidad insuficiente. |
| 21 | Productos Tóxicos irritantes | No estanqueidad de cubas de relevador y fijador. Fallo en sistema de llenado: rotura conductos PVC llenado, bomba, etc. |
| RIESGOS ULTRASONIDOS | | |
| 1 | Caídas | Caídas: vuelco en el transporte, caso de equipos con ruedas. |
| 9 | Electrocución | Derivación eléctrica: Falda T.T. en base de enchufe o desconexión de cable de tierra en clavija. Derrame de GEL en sonda de contacto con cables en tensión. |
| 27 | Magnitudes de salida incorrectas | Emisión potencia superior al límite. |
| RIESGOS MEDICINA NUCLEAR | | |
| 4 | Maniobras cruentas a pacientes. | Inyección a paciente. |
| 9 | Electrocución | Derivación eléctrica. |
| 10 | Radiaciones: Contaminación | Derrame de líquido radiactivo debido a: inyección a paciente, caída en el transporte y caída en la manipulación. Eliminación de material radiactivo, por error, como basura convencional. Eliminación en la evacuación de líquidos a la red convencional de evacuación. Exposición al aire libre, del material contenido en los recipientes, por incendio. |
| RIESGOS VISUALIZACIÓN ÓPTICA | | |
| 4 | Maniobras cruentas a pacientes. | Exploración invasiva a paciente. |
| 9 | Electrocución | Derivación eléctrica en sondas electrónicas. |
| 20 | Germicidas de dispersión aérea | Manipulación de sonda desde extracción del paciente a esterilización. |
| RIESGOS RESONANCIA MAGNÉTICA NUCLEAR | | |
| 9 | Electrocución | Derivación eléctrica en partes metálicas accesibles. |
| 14 | Ruido | Excesivo ruido en condiciones de inmovilización. |
| 23 | Explosión y pérdida de oxígeno | Fallo grave en circuito de gas refrigeración (He). Fuga de gas He, con pérdida de O2 ambiental. |
| 28 | Interferencias otros equipos | Interferencia grave con marcapasos o prótesis metálicas. Interferencias con equipos auxiliares: respiradores no adecuados para RM. |

Tabla 1.7.

Como se puede visualizar, de acuerdo a nuestra clasificación de riesgos inicial, nos faltaría la especificación de los riesgos para las áreas de visualización, registro, terapia y laboratorios, ya que las tablas anteriores están enfocadas en el análisis de riesgos en el área de diagnóstico por imagen. Esto se debe a que los equipos pertenecientes a éstas últimas áreas son menos específicos y se pueden manejar como dispositivos eléctricos generales para los cuales es necesario establecer un programa de mantenimiento preventivo, que de hecho se realizó y se muestra en los Resultados del presente trabajo.

Clasificación de los Equipos Biomédicos en relación con la Seguridad Eléctrica

Para que un equipo biomédico pueda ser introducido en el mercado, éste debe ser diseñado de acuerdo con las especificaciones establecidas, acorde a la función a realizar; además deberá cumplir con niveles de seguridad vigilados por diversos organismos e instituciones mediante las normas vigentes. Entre estas instituciones pueden citarse: Asociación Española de Normalización y Certificación (AENOR), Comisión Electrotécnica Internacional (CEI), Organización Internacional de Normalización, Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos (IEEE: The Electrical And Electronics Engineers).

Basándose en la clasificación introducida por las normas de la Comisión Electrotécnica Internacional (CEI), se tiene la siguiente clasificación para equipos médicos según su capacidad de generar descargas eléctricas:

1. Según la protección utilizada:

- *Clase I:* Equipos cuya protección no se obtiene sólo del aislamiento básico, sino que se incluyen precauciones auxiliares, de forma que se dispone de una conexión de las partes conductoras accesibles al conductor de tierra de forma permanente, para que no puedan estar a tensión elevada en caso de fallo de aislamiento.
- *Clase II:* Aquellos en los que la protección no recae sólo sobre el aislamiento básico, sino que se dispone de un doble aislamiento o aislamiento reforzado, no existiendo provisión de una puesta a tierra de seguridad. Existen tres tipos generales de equipos de esta clase: los que incorporan una cubierta aislante, los de cubierta metálica y los mixtos. Una precaución que el fabricante debe tener en esta clase de equipos, es la de no conectar condensadores al chasis desde la alimentación, con el propósito de disminuir el nivel de interferencias que el equipo capte o emita. Ello disminuiría el doble aislamiento y en consecuencia la protección.
- *Clase III:* Aquellos equipos en los que protección se basa en alimentar a tensiones muy bajas de seguridad, no generándose tensiones mayores que ésta en el equipo.

- *Equipos con alimentación interna:* Este tipo de equipos no proveen ninguna conexión eléctrica desde el exterior a la fuente interna en funcionamiento normal. Es decir, estarán alimentados a baterías o pilas.

2. Según el nivel de protección:

- Tipo B: Son todos aquellos equipos de las clases I, II, III o con alimentación interna, que provean un adecuado grado de protección respecto a corrientes de fuga y fiabilidad de la conexión de tierra, además de no tener una parte directamente aplicada al paciente.
- Tipo BF: Son equipos que tienen una parte directamente aplicada al paciente.
- Tipo CF: Aquellos equipos de las clases I, II o alimentados internamente, que permitan un alto grado de protección en relación con corrientes de fuga y puedan establecer una camino directo al corazón del paciente.
- Tipo H: Aquellos de las clases I, II, III o alimentados internamente, que provean protección frente a descargas eléctricas comparables a las que se obtienen en los electrodomésticos.

II.5. Lineamientos eléctricos a seguir, para la correcta utilización del equipo médico en el Hospital de Oncología CMN.

El Sistema Nacional de Salud debe garantizar la atención al paciente en todos los aspectos, desde el diagnóstico de su patología hasta el tratamiento posterior, siendo este proceso sumamente importante en las instituciones tanto privadas como públicas dedicadas al cuidado de la salud. Todas las tecnologías diagnósticas, terapéuticas y de rehabilitación son enfocadas al correcto desempeño médico y técnico, para lo cual es indispensable contar con la infraestructura eléctrica adecuada y los dispositivos médicos necesarios.

Los factores más comunes a considerar en accidentes eléctricos son: aparatos en mal estado, alambrado defectuoso y corrientes de fuga en el equipo. Además de lo concerniente a pacientes, también están los daños indirectos, por ejemplo, los problemas eléctricos, constituyen la segunda causa de incendio en hospitales. Debiéndose lo anterior, en mayor medida, al pasar por alto las normas del buen uso del equipo y de sus instalaciones.

También es muy importante considerar que existen en el ámbito médico, muchos equipos extremadamente sensibles, que pueden fallar si el sistema eléctrico con el que son alimentados, no está construido o cuidado de acuerdo a las normas básicas de Ingeniería.

En el presente escrito acorde a lo que se realizó en el servicio social, se pondrán de manifiesto los lineamientos básicos para establecer y garantizar la seguridad eléctrica del Hospital de Oncología CMN Siglo XXI, y lograr una buena ejecución de los procesos de diagnóstico, quirúrgicos, de rehabilitación y consultorios generales.

Como complemento de lo anterior, es importante reiterar que todos los presentes espacios destinados a la salud, deben contar con estudios a considerar las condiciones del terreno y su medio ambiente físico natural. Por lo tanto, en localidades donde es reconocido el riesgo potencial de ciclones, sismos, inundaciones o desgajamientos; se debe exigir a la constructora la garantía en la fijación de los equipos y aparatos médicos, sin daño permanente hacia la infraestructura.

Características eléctricas y básicas a considerar

- Todos los equipos deben ser instalados como se indica en los instructivos, y trabajar con corrientes y tensiones eléctricas nominales. Los parámetros nominales del equipo eléctrico no debe ser inferiores a los nominales del circuito al que están conectados. Lo recomendable, es que todos los conductores utilizados para transportar corriente eléctrica sean de cobre y sus tamaños nominales, deben estar indicados en planos y reportes, en mm² y opcionalmente, en su equivalente en AWG (American Wire Gage). Obviamente, un aspecto importante a considerar, es la integridad del aislamiento en las instalaciones; de tal manera, que cuando éstas estén terminadas, el sistema quede libre de cortocircuitos y de conexiones a tierra distintas de las necesarias o permitidas.
- Los equipos diseñados para interrumpir el paso de corriente en caso de fallas, deben tener capacidad suficiente para soportar la corriente que deben interrumpir, igualmente, los dispositivos de protección contra sobrecorriente. Las corrientes de interrupción y otras características, se deben elegir y coordinar de modo que permitan que los dispositivos para protección del circuito contra fallas, operen sin causar daños a los componentes eléctricos del circuito.
- No se deben instalar conductores o equipos en locales húmedos o mojados, ni donde estén expuestos a gases, humos, vapores, líquidos, temperaturas excesivas u otros agentes que puedan tener un efecto deteriorante sobre los conductores o equipos, a menos que estén identificados para usarse en esos entornos operativos. Posteriormente, ya instalados, deben darse las indicaciones necesarias al personal, para que eviten algunos limpiadores y lubricantes que pudieran causar un deterioro importante en los aislamientos y estructuras de los equipos. Y también, es importante considerar el deterioro por intemperie.
- Las partes internas y externas de los equipos médicos no deben estar dañadas o contaminados por materias extrañas como restos de pintura, yeso, limpiadores, abrasivos o corrosivos. Siempre que se realice una compostura por parte del Departamento de Conservación del Hospital, debe exigirse un trabajo limpio y profesional.

- En cuanto al *montaje* del equipo médico, éste debe estar firmemente sujeto a la superficie sobre la que vaya montado, y no se deben utilizar “taquetes” de madera en agujeros de ladrillo, concreto, yeso o en materiales similares. Así mismo, el equipo se debe instalar en paredes sólidas, preferentemente de ladrillo o concreto, y evitar paneles o madera delgada, que pudieran vencerse y provocar una lesión al paciente en contacto con ellos.
- Deben existir espacios de trabajo para manipular y dar mantenimiento a los equipos. Obviamente, estos espacios no deben ser utilizados, por ningún motivo, de almacén y deben estar siempre disponibles y libres para verificar los equipos.
- Por otro lado, es importante considerar que si existen partes vivas del equipo eléctrico que funcionen a 50V o más, éstas deben estar resguardadas contra contactos accidentales por envolventes apropiadas, por ejemplo un cuarto o paredes a las que sólo tenga acceso el personal calificado y ninguna persona accidentalmente, pueda tener contacto a ellas para poner objetos conductores. De hecho, todas estas instalaciones deben estar marcadas con la suficiente señalización, que le haga saber al personal del hospital y a los pacientes, que esos espacios sólo son para personal autorizado y calificado.
- Todo equipo eléctrico debe estar marcado con el nombre del fabricante, la marca comercial u otra descripción mediante la cual se pueda identificar a la empresa responsable del producto. Además, también se deben incluir etiquetas que indiquen tensión, corriente, potencia u otras características nominales, éstas identificaciones deben ser de duración suficiente para que soporten las condiciones de operación o ambientales involucradas. Sería conveniente incluir los teléfonos del fabricante o distribuidor del equipo, para tenerlos a la mano en caso de emergencia.
- Los proveedores del equipo médico eléctrico deben contar con la documentación necesaria para considerarse distribuidores autorizados o fabricantes del equipo, haciéndose responsables de garantizar la capacitación al personal técnico para limpiar, manipular y dar mantenimiento básico al equipo.
- Es necesario indicar, en una etiqueta, en que tipo de pacientes van a ser empleados los equipos y accesorios: pediátrico, neonatal, adulto obeso, adulto, etc. Con la finalidad de que los mismos se puedan emplear adecuadamente. Por ejemplo: Brazaletes reutilizables para presión no invasiva tamaño pediátrico, sensor de oximetría multisitio para neonatos, etc.
- Así mismo, los proveedores del equipo deben demostrar mediante carta del fabricante, que la tecnología ofertada se comercializa actualmente y que tendrá como mínimo 10 años de vida en el mercado, antes de ser obsoleta o discontinuada.
- Se deberán solicitar los manuales de operación y usuario de los equipos, en el idioma de origen y traducción simple al español.
- También son indispensables los manuales de servicio técnico en idioma de origen y español, además de contener los diagramas mecánicos, eléctricos y/o electrónicos.

- Finalmente, debe tenerse en cuenta el enfriamiento del equipo y consecuentemente, el equipo eléctrico que dependa de la circulación natural del aire y de la convección para el enfriamiento de sus superficies expuestas, se debe instalar de modo que no se impida la circulación del aire ambiente por medio de paredes o equipo adyacente. Y con más razón, los equipos dotados con aberturas de ventilación, se deben instalar de modo que las paredes u otros obstáculos no impidan la libre circulación del aire.

Entorno eléctrico del paciente

Lo importante para garantizar un entorno seguro eléctricamente, es buscar que no exista una diferencia de potencial, entre superficies de material conductor, cerca del paciente; debido a que esto, podría provocar una corriente peligrosa, si de alguna manera el paciente se pusiera en contacto con ellas.

Lo anterior sólo puede lograrse fielmente, con un sistema a tierra que asegure la conexión a tierra de todas las superficies conductoras y contactos en el entorno del paciente, a fin de garantizar la equipotencialidad cerca del mismo. Este sistema de tierra equipotencial, debe unir las tierras en un panel único, el cual se debe verificar de manera periódica, revisando que entre los diversos puntos de tierra no aparezcan diferencias de voltaje.

Además de lo ya mencionado, el panel debe tener las siguientes características:

- ✓ Estar a 1.5m de altura en la pared a espaldas del paciente.
- ✓ Las conexiones al panel no deben exceder los 0.15 m.
- ✓ Entre los puntos del panel, la diferencia de potencial no debe exceder los 40 mV, en áreas de cuidados intensivos y 500mV en cuidados generales.
- ✓ Debe ser individualmente conectado a la tierra de referencia de la instalación y posteriormente, todas éstas tierras de referencia, deberán ser conectadas a la tierra física, como se muestra en la figura 1.8.
- ✓ Las resistencias entre la tierra y el neutro no deben exceder los 0.2 Ω .
- ✓ La mínima fuerza mecánica para poder retirar una conexión individual en cualquiera de los contactos debe ser de 115 g.

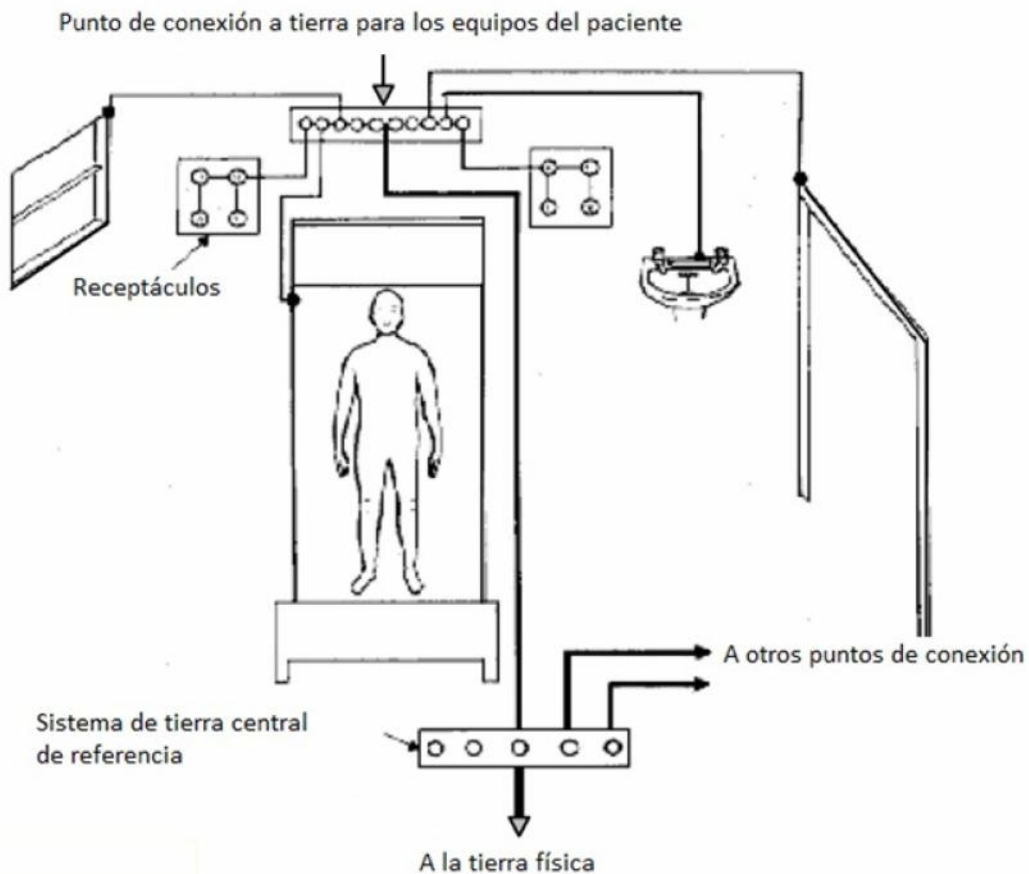


Figura 1.8. Sistema de tierra y entorno eléctrico del paciente.

Por último, es muy importante mencionar que los equipos y aparatos que no posean tomas de tierra, deben alejarse de 2 a 5 m alrededor del paciente.

Conexiones Eléctricas y fallas eléctricas

Otro punto importante, es la unión en las conexiones eléctricas, en las cuales deben usarse conectadores o uniones a presión y terminales soldables apropiadas para el material del conductor. Por ejemplo, no sería adecuado unir terminales o conductores de distintos materiales, como cobre y aluminio, a menos que el dispositivo esté identificado para esas condiciones de uso. En el caso de utilizar materiales como soldadura, fundentes o compuestos, éstos deben ser adecuados para el uso y de un tipo que no cause daño a los conductores, sus aislamientos, la instalación o a los equipos.

En cuanto a los criterios de alambrado y protección eléctrica, es importante especificar la instalación y métodos generales de alambrado, para minimizar los peligros eléctricos por el mantenimiento de superficies conductoras expuestas, que pueden energizarse y con las cuales el paciente puede tener contacto.

II.6. Riesgos Eléctricos con Equipo Médico.

Es importante de primera instancia, y antes de que los equipos se entreguen al área correspondiente, que los mismos sean correctamente probados y revisar que no haya internamente contacto entre el chasis y sus conductores de línea activa. Y evitar de ésta manera un *macroshock*, entre los pacientes y el equipo médico.

Evidentemente, todos los aparatos eléctricos están diseñados para minimizar las tensiones peligrosas a los seres humanos; sin embargo, la mayoría de los equipos médicos cuentan con un chasis o gabinete metálico, que puede ser tocado por personal médico o pacientes. Si el chasis o gabinete no está conectado como se muestra en la figura 1.9 (a), entonces existirá una falla de aislamiento o cortocircuito, que dará como resultado un potencial de por lo menos 115V entre el chasis y cualquier objeto conectado a tierra, produciéndose un *macroshock*.

El chasis o gabinete puede estar conectado a tierra, a través de un tercer cable verde de la alimentación del sistema eléctrico, como se muestra en la figura 1.9 (b). Este cable de tierra está conectado a la tierra del panel de distribución de energía, mencionado en el marco teórico del presente trabajo, en el escrito referente al “Entorno eléctrico del paciente”. Entonces, cuando ocurre una falla entre la línea viva y el chasis, la corriente fluye de forma segura al conductor verde de tierra. Si la resistencia de este último es muy baja, la tensión entre el chasis y otros objetos conectados a tierra es insignificante. Si la corriente que pasa por el cable de tierra es suficientemente alta, se puede tener en el contacto un circuito protector, que abra el interruptor y corte la corriente del contacto, con una señal de alarma a la gente que debe revisar la falla.

Sin embargo, debemos tener en cuenta que las fallas entre la línea viva (o un alto voltaje dentro del dispositivo) y la tierra, son poco comunes y que la corriente que fluye a través del conductor de tierra es muy poca o ninguna en el funcionamiento normal de los aparatos eléctricos. Entonces podemos decir que un conductor de tierra roto o una mala conexión al mismo, no se detectará durante el funcionamiento normal de los dispositivos. Por esta razón, la continuidad del cable a tierra en los dispositivos y los contactos, debe revisarse de manera periódica.

Las fallas dentro de los aparatos eléctricos, pueden ser consecuencia de defectos de aislamiento, componentes en cortocircuito o desperfectos mecánicos. Y se debe tener particular cuidado con los cables de alimentación, ya que éstos son particularmente susceptibles al abuso de tensiones físicas. Es posible que el chasis de los dispositivos empiece a calentarse, debido a que la tierra está haciendo contacto con el conductor vivo, todo lo anterior ocasionado quizás por un aislamiento desgastado.

Dicho lo anterior, muchos de los accidentes de *macroshock*, pueden ser evitados con la reparación de las deficiencias del sistema de distribución de energía y la revisión interna periódica de los dispositivos.

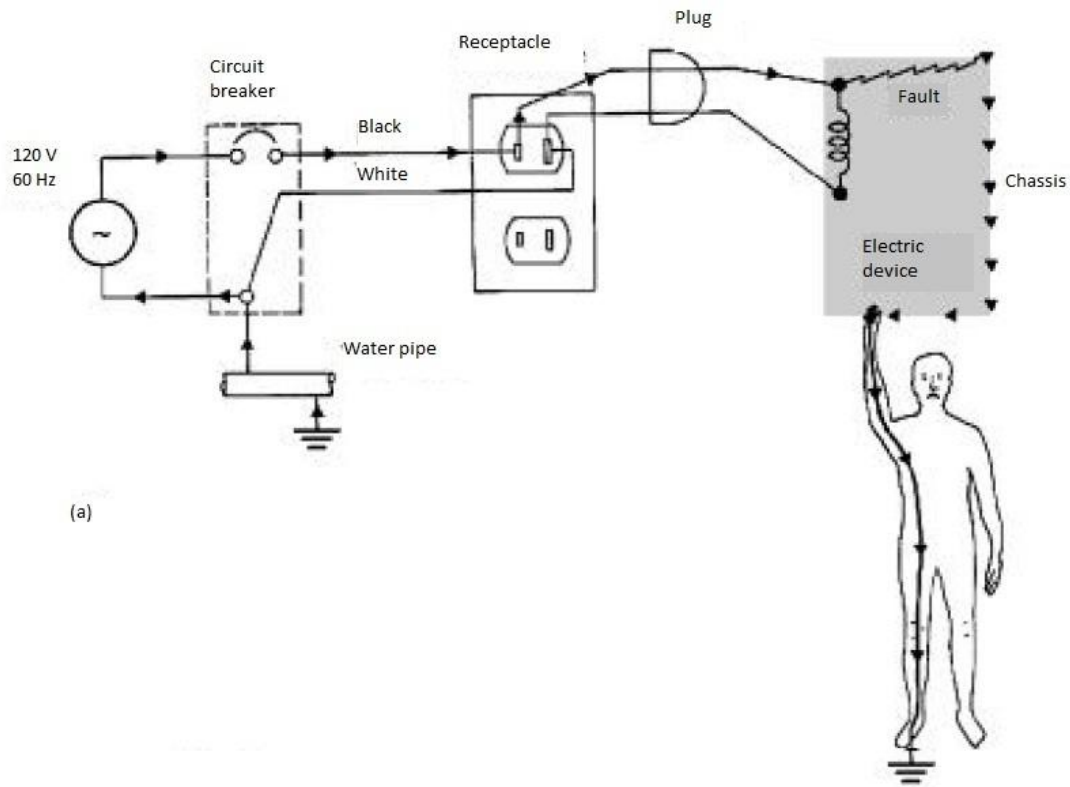


Fig. 1.9 (a)

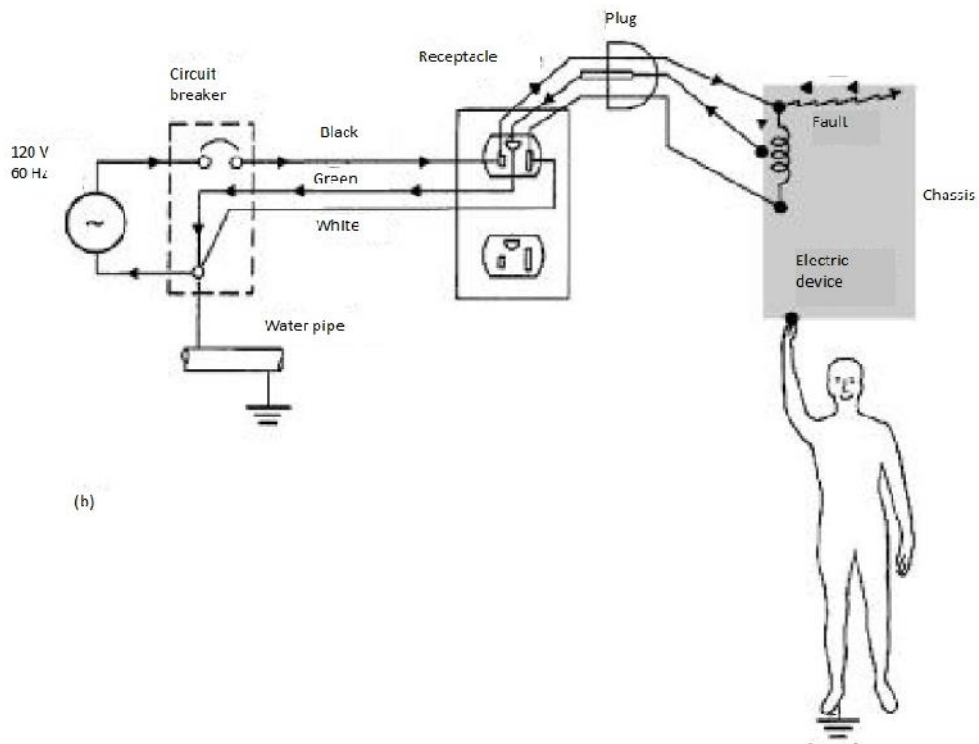


Fig. 1.9 (b)

Por otro lado, fluidos como sangre, orina, soluciones intravenosas, e incluso fórmulas para bebé, pueden conducir electricidad suficiente para causar cortocircuitos temporales, si por accidente se derraman en el equipo médico. Este riesgo es particularmente grave, en las áreas del hospital que están sujetas a condiciones de humedad, tales como donde se imparten hemodiálisis y terapias físicas.

De manera general, los gabinetes donde vienen los componentes electrónicos y mecánicos de los equipos, tienen agujeros y aberturas para la ventilación de los sistemas, los cuales representan un acceso donde se pueden derramar líquidos conductivos. Por lo tanto, como personal previsor, siempre se debe buscar que estos accesos queden, en lo posible, alejados del paciente, del personal médico que atiende y conjuntar lo anterior con el espacio adecuado disponible, para que el equipo no tenga problemas de calentamiento.

II.7. Instalaciones Especiales de Seguridad para Pacientes Susceptibles a la Electricidad.

Cuando el paciente es sometido a procesos médicos, en los cuales un instrumento conductor se coloca en el corazón o cerca de éste, se elimina la protección natural del cuerpo de dos formas, poniendo al paciente en una situación más susceptible a accidentes eléctricos graves:

1. La primera forma en que se expone al paciente, es que el instrumento utilizado para el proceso médico, puede funcionar como un “cable conductor”, por así decirlo, y la corriente deja de distribuirse a todo el cuerpo para concentrarse en el corazón.

2. La segunda forma, es que la resistencia protectora de la piel es totalmente evadida.

Cuando se cumplen las dos condiciones anteriores, se requiere menos voltaje para alcanzar la fibrilación cardíaca.

Actualmente existen tres procedimientos clínicos importantes, en los cuales el paciente es expuesto a la situación descrita anteriormente:

- a) La inserción de un electrodo de catéter de marcapaso proveniente de un marcapasos externo.
- b) Los electrodos intracardíacos para el registro del electrograma (EGM), que ha diferencia del ECG es invasivo. Siendo el EGM un registro de la señal eléctrica intracardíaca, una representación de lo que realmente detecta un marcapasos y herramienta muy útil, sobre todo en situaciones complejas.
- c) Catéteres situados en el corazón, ya sea para medir presión sanguínea, tomar muestras de sangre o inyectar sustancias, tales como colorantes o drogas dentro del corazón. Sin embargo, la resistencia interna de un catéter lleno de fluido está entre $50k$ y $1M$, mucho mayor que la resistencia de los electrodos y conductores metálicos que tienen los marcapasos y EGM.

Siendo que los pacientes sujetos a las prácticas anteriores son pocos y fáciles de identificar, se puede tener un cuidado más minucioso con ellos y confinarlos en áreas más especializadas, como cuidados intensivos.

Resumiendo, podemos decir, que sólo los pacientes con alguna conexión eléctrica al corazón, pueden estar en peligro de *microshock* y que los accidentes que generalmente provocan este último, son resultado de las corrientes de fuga en los equipos en funcionamiento o de las diferencias de tensión entre superficies conductoras mal aterrizadas a tierra.

Corrientes de fuga

Antes de abordar el tema de corrientes de fuga es importante recordar los siguientes conceptos:

a) Capacitancia

Para empezar, un capacitor es un componente eléctrico, el cual puede describirse como dos placas de material conductor, separadas por un aislamiento, comúnmente llamado dieléctrico. Estos materiales dieléctricos –como el aire o el papel- retienen una carga debido a que los electrones libres no pueden fluir a lo largo de un aislador, sin embargo esta carga debe ser aplicada por alguna fuente externa, veáse figura 1.10.

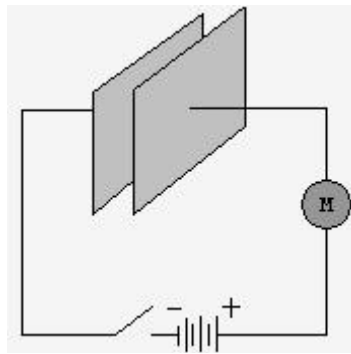


Figura 1.10

Como puede verse en la figura anterior, el capacitor es representado como dos placas metálicas, separadas por aire y conectadas a una fuente de voltaje de corriente directa. Al cerrar el interruptor, el circuito está aún abierto, ya que no existe ningún contacto físico entre las dos placas; sin embargo, el amperímetro indicará un flujo momentáneo de corriente. Lo anterior es debido a que cuando se cierra el interruptor, los electrones de la terminal negativa de la batería fluirán a una de las placas del capacitor, esos electrones repelerán a los de la segunda placa y éstos serán atraídos a la terminal positiva de la batería, el capacitor estará entonces con el mismo potencial que la fuente y se opondrá al voltaje de la misma. Podría retirarse el capacitor del circuito y este permanecerá cargado. La energía está almacenada en el campo eléctrico del capacitor.

b) Capacitancia parásita y efectos inductivos

Estas dos características pueden ser evidentes en todos los circuitos y para todo tipo de componentes. Un capacitor exhibe una pequeña inductancia en los conductores. Y de igual forma, una bobina tiene cierta capacitancia entre los devanados. Incluso, la resistencia tiene una inductancia y una capacitancia pequeñas. Después de todo, una capacitancia física es sólo un aislador colocado entre dos puntos que tienen diferentes potenciales.

En realidad, estos efectos parásitos, generalmente, son bastante pequeños cuando se comparan con los valores de capacitancia e inductancia no distribuidos. Los valores comunes de capacitancia parásita se encuentran entre 1 y 10 pF, mientras que los correspondientes a inductancias de este tipo son, usualmente, menores a 1 μ H.

c) Capacitancia parásita en circuitos

El alambrado y los componentes de un circuito tienen una capacitancia con respecto del chasis. Esta capacitancia parásita C_s tiene un valor común que se encuentra entre 5 y 10 pF. Para reducir este valor, el alambrado debe ser corto y las terminales y componentes deben colocarse en la parte alta del chasis. En algunas ocasiones, cuando las frecuencias son muy altas, la capacitancia parásita se incluye como parte del diseño del circuito. En estos casos, cambiar la ubicación de los componentes o el alambrado, afectará la operación del circuito. Este orden crítico de los alambres de conexión, suele especificarse en los manuales de servicio del fabricante.

Volviendo al tema principal de las corrientes de fuga, podemos decir que estas no son más que pequeñas corrientes (por lo general en el orden de microamperes) que se desprenden inevitablemente entre los conductores aislados adyacentes, que se encuentran en diferentes potenciales. Y aunque la mayoría de la corriente de fuga en la línea, fluye a través de la capacitancia parásita, algunos de los flujos de corriente se fugan de forma resistiva a través del aislamiento, influyendo incluso el polvo y la humedad del medio.

Si se llega a transmitir alguna corriente de fuga al chasis de los equipos, ésta puede eliminarse fácilmente y de forma segura, mediante el cable de baja resistencia a tierra, conectado al mismo, tal como se muestra en la figura 1.11 (a).

Pero en el caso de que el cable a tierra se encuentre fracturado o totalmente roto, se eleva el potencial del chasis. Si éste último es tocado por un paciente conectado a tierra hacia el corazón, se generará un *microshock*, como se muestra en la figura 1.11 (b).

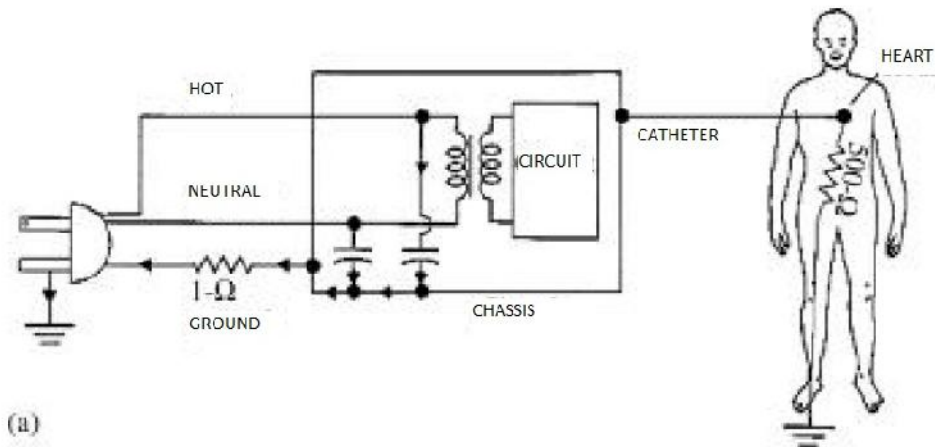


Figura 1.11 (a)

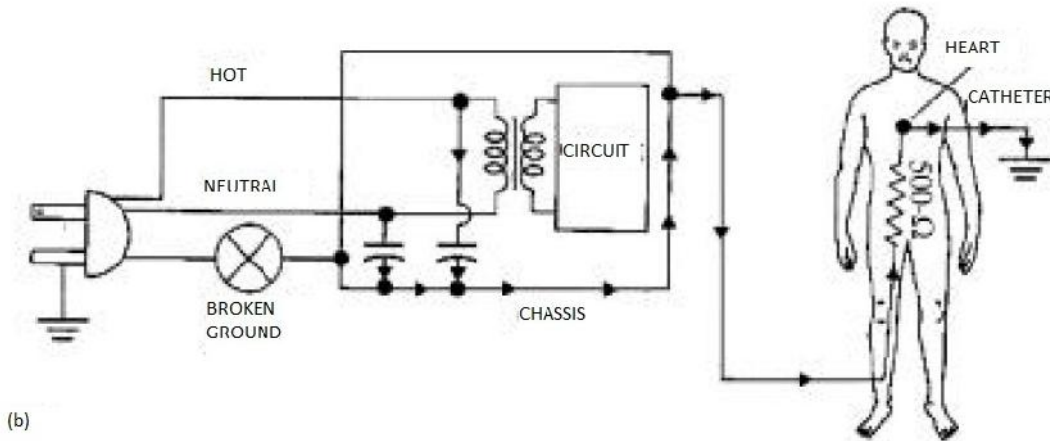
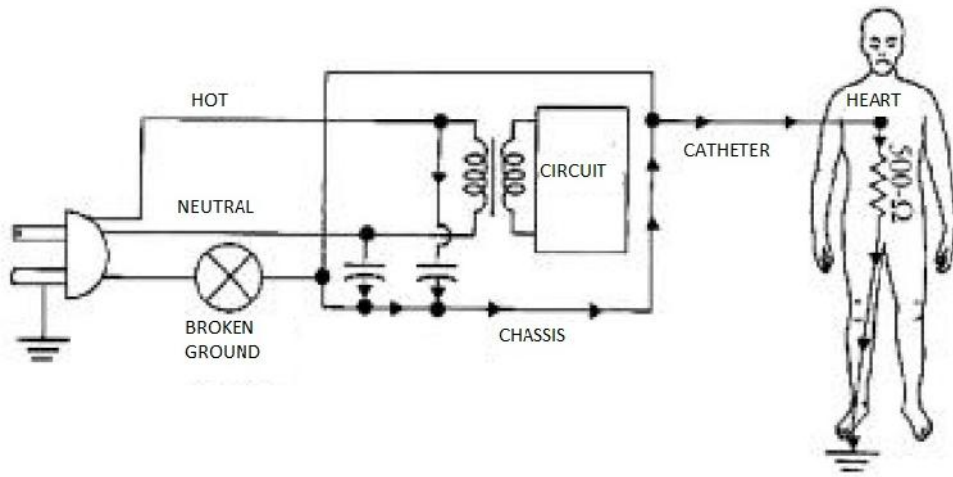


Figura 1.11 (b)

Darí el mismo resultado, si existe una conexión desde el chasis hacia el corazón, con un cable de tierra roto y una conexión a tierra desde cualquier parte del cuerpo. Esta otra situación se muestra en la figura 1.11 (c).



(c)

Figura 1.11 (c)

II.8. Amplificador de instrumentación basado en tres amplificadores operacionales.

Un amplificador operacional (A.O.), es un circuito electrónico (normalmente se presenta como circuito integrado) que tiene dos entradas y una salida. La salida es la diferencia de las dos entradas multiplicada por un factor (G) (ganancia):

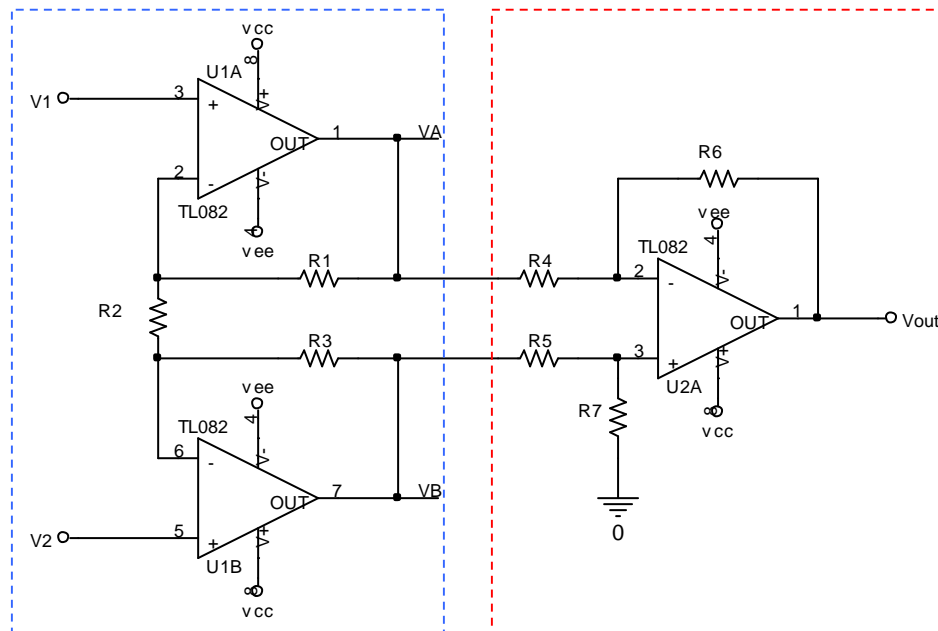
$$V_{out} = G \cdot (V_+ - V_-)$$

Un amplificador operacional ideal tiene:

- Ganancia infinita
- Impedancia de entrada infinita
- Ancho de banda infinito
- Impedancia de salida nula
- Ningún ruido

En el presente marco teórico analizaremos el amplificador de instrumentación, debido a que muchos de los aparatos médicos, del área de cuidados generales e intensivos del hospital, utilizan este amplificador en alguna parte de su funcionamiento y el Departamento de Conservación debe abrir los equipos, medir voltajes e incluso, en ocasiones, reemplazar este tipo de amplificadores.

Un amplificador de instrumentación se encuentra formado por la conexión de dos tipos de amplificadores, un pre-amplificador (enmarcado en azul), y un amplificador diferencial básico (enmarcado en rojo).



Para determinar la ganancia del amplificador de instrumentación, es necesario determinar las ganancias independientes, y después multiplicarlas.

Para la ganancia del pre-amplificador, es necesario determinar los voltajes V_A y V_B , en términos de las entradas V_1 y V_2 , por tanto se tiene:

- 1) Aplicando Ley de Corrientes de Kirchhoff, y despreciando la corriente de entrada de los amplificadores:

$$I_{R_1} = I_{R_2} = I_{R_3}$$

- 2) Y aplicando Ley de Ohm en cada resistencia, tenemos:

$$I_{R_1} = \frac{V_A - V_1}{R_1} \quad I_{R_2} = \frac{V_1 - V_2}{R_2} \quad I_{R_3} = \frac{V_2 - V_B}{R_3}$$

- 3) Entonces para determinar el voltaje V_A , tenemos:

$$\frac{V_A - V_1}{R_1} = \frac{V_1 - V_2}{R_2}$$

$$V_A - V_1 = \frac{R_1}{R_2} (V_1 - V_2) \Rightarrow V_A = \left(\frac{R_1}{R_2} + 1 \right) V_1 - \frac{R_1}{R_2} V_2$$

$$\boxed{V_A = \left(\frac{R_1}{R_2} + 1 \right) V_1 - \frac{R_1}{R_2} V_2}$$

- 4) De igual forma para V_B , tenemos:

$$\frac{V_2 - V_B}{R_3} = \frac{V_1 - V_2}{R_2}$$

$$V_2 - V_B = \frac{R_3}{R_2} (V_1 - V_2) \Rightarrow V_B = \left(\frac{R_3}{R_2} + 1 \right) V_2 - \frac{R_3}{R_2} V_1$$

$$\boxed{V_B = \left(\frac{R_3}{R_2} + 1 \right) V_2 - \frac{R_3}{R_2} V_1}$$

Ahora, para la sección del amplificador diferencial:

- 1) Se determinan los voltajes tanto en la terminal positiva, como en la negativa, a partir de los voltajes V_A y V_B

$$V_p = \frac{R_7}{R_5 + R_7} V_B \quad V_n = \frac{R_6}{R_4 + R_6} V_A$$

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_6}{R_4}\right) \left(\frac{R_7}{R_5 + R_7} V_B - \frac{R_6}{R_4 + R_6} V_A\right)$$

II.9. Códigos y estándares de Seguridad Eléctrica.

Un código es un documento que contiene requerimientos obligatorios, cuyas explicaciones deben aparecer como notas de página y anexos.

Por otro lado, un estándar también es un documento con requerimientos, pero tiene un carácter más voluntario, con notas más detalladas y explicaciones más extensas.

Por último, un manual o guía es un documento informativo, que explica procedimientos específicos, pero no necesariamente reglas obligatorias ni explicaciones extensas del por qué.

El desarrollo y uso de los códigos y estándares para garantizar la seguridad eléctrica en el área de la salud, ha tenido una larga historia; sin embargo, en la actualidad se aceptan las siguientes normas, que nos muestran los requerimientos para garantizar la seguridad eléctrica en los hospitales:

- AAMI: Association for the Advancement of medical Instrumentation. (ES1-1993, Safe Current Limits for Electromedical Apparatus). Esta norma establece los límites y los métodos de test para riesgos producidos por la corriente.
- NFPA: National Fire Protection Association. (99-1993). Entre otros puntos, esta norma está encaminada, en general, a la seguridad eléctrica en hospitales. También incluye una sección para los sistemas de potencia eléctrica, requisitos para los fabricantes de equipos médicos, periodos de inspección para uso en hospitales, los límites de corriente de fuga y métodos de test.
- IEC: International Electrotechnical Commission. (601-1) Requisitos generales de seguridad eléctrica para equipos electromédicos. Los criterios de seguridad eléctrica en esta norma son los más comúnmente aplicados internacionalmente.

Los criterios de análisis de las corrientes de fuga, para todas estas normas son similares, aunque con algunas diferencias: por ejemplo, la IEC es generalmente menos restrictiva que las normas de Estados Unidos, con respecto a las corrientes de fuga por el chasis. Algunos del los del test para asegurar la protección eléctrica del paciente, de acuerdo a las diferentes categorías de los equipos, también son distintos y aunque últimamente las normas americanas han sido revisadas para aumentar los límites de corrientes de fuga y así hacerlas más consistentes con la IEC 601-1, todavía no son las mismas.

III. Resultados

A continuación se presentan los resultados del trabajo realizado como servicio social en el Hospital de Oncología CMN Siglo XXI, en forma concreta, para garantizar el cumplimiento del objetivo del programa:

- 1. Sesiones Informativas.** De manera general, se realizaron diversas pláticas con los empleados implicados del Departamento de Conservación del hospital, como lo son: técnicos electricistas, ingenieros de obra (construcción), ayudantes de mantenimiento en quirófano, ingenieros biomédicos, etc., para comunicarles los riesgos generales del trabajo eléctrico en el hospital, los niveles de corriente y las consecuencias de los mismos en el cuerpo humano.

En todas estas reuniones informativas, siempre fue importante destacar el gran riesgo que corren los pacientes y los empleados del propio hospital a sufrir *fibrilación ventricular*, siendo estos niveles de corriente muy peligrosos, esto porque aunque la persona sea retirada de la corriente y deje de ser parte del circuito eléctrico formado en el momento de la electrocución, el ritmo irregular en distintas partes del corazón no desaparece, a menos que tengamos a la mano equipo especializado que otorgue al corazón un pulso breve y alto, como lo es el desfibrilador.

De igual forma, se realizaron conferencias para que el personal ocupacionalmente expuesto, pueda establecer las diferencias entre un *macroshock* y un *microshock*, para que de manera responsable prevenga ambos y trabaje de forma que se exponga lo menos posible a sus riesgos e igualmente pueda proteger a los pacientes.

Las conferencias constituyeron un elemento importante para que los empleados eviten colocar superficies metálicas o en general materiales conductores sin aterrizarlos a tierra física, esto con el objetivo de que el paciente no sea parte de un circuito eléctrico no deseado o planeado. Igualmente todos los aparatos electromédicos deben tener adecuados contactos a tierra física.

Evidentemente los pacientes susceptibles a los mayores riesgos son los que cuentan con inserciones de electrodos de catéter de marcapasos, con electrodos intra cardíacos para el registro del electrograma (EGM), y con catéteres situados en el corazón, ya sea para medir presión sanguínea, tomar muestras de sangre o inyectar sustancias. Siendo los corazones de estos pacientes los que pueden formar parte de un circuito de electrocución, produciéndose un *microshock*.

- 2. Revisiones correctivas de entornos eléctricos en Terapia Intensiva.** Se revisaron los entornos eléctricos del área de terapia intensiva, del segundo piso del Hospital de Oncología, con el objetivo de verificar que no existieran diferencias de potencial cercanas al paciente, que pudieran ocasionar *microshock* o *macroshock* en el mismo. Se identificaron y corrigieron fallas, de acuerdo a lo mencionado en el marco teórico referente a “Lineamientos eléctricos a seguir, para la correcta utilización del equipo médico en el Hospital de Oncología CMN”.

- 3. Mantenimiento a impresoras de etiqueta en el área de análisis (Zebra Z4M Plus).** Dentro de los equipos a los que se dio **mantenimiento** de forma más detallada y profunda, están las *impresoras de etiqueta marca Zebra*, las cuales eran utilizadas en el hospital para etiquetar e identificar con código de barras, los tubos de vidrio con sangre de los pacientes.

Estos equipos, aunque no constituyen un equipo médico como tal, son indispensables para el control de las muestras de sangre y requieren de un mantenimiento preventivo, cambio de refacciones de manera periódica y reparación de elementos; por lo cual, se asistió al “Zebra Authorized Service Provider (ZASP)”, en cuyo entrenamiento técnico se capacita para los requerimientos ya mencionados.

Uno de los mayores resultados dentro del presente trabajo de servicio social, fue precisamente el mantenimiento de estas máquinas de impresión, por lo cual, se presenta a continuación, la información para realizar de manera detallada los mantenimientos tanto preventivos como correctivos.

3.1. Etiquetas con datos y código de barra

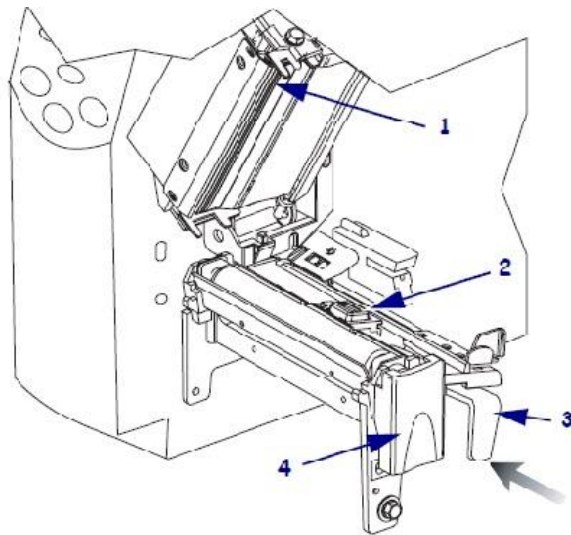
- a) Métodos distintos de impresión:

De manera general, las etiquetas pueden ser utilizadas de dos formas dependiendo de su material, utilizando dos métodos distintos de impresión:

1. Térmico Directo :

En éste método el cabezal de la impresora (que puede observarse en la figura 1.12) tiene contacto directo con el papel a imprimir. Las etiquetas para imprimir por este método deben ser *térmicas* (sensibles al calor); en otras palabras, se envía información a la impresora, para aplicar calor a ciertas partes de la etiqueta y de esta forma se muestra la información requerida.

El ejemplo más común de este tipo de impresión, es el ticket que nos es otorgado en centros comerciales como Wal Mart, Comercial Mexicana, etc.



Número 1: Cabezal de impresión

Figura 1.12

Desventajas del método térmico directo:

- Al imprimir directamente sobre el papel se tiene una fricción considerable que desgasta más el cabezal.
- Como el papel es sensible al calor, se daña fácilmente con el sol y otros factores ambientales. No es recomendado para información que se desee tener por periodos largos de tiempo.

2. *Transferencia Térmica :*

En éste método se coloca una cinta (*ribbon*) entre el cabezal de impresión y las etiquetas o papel a imprimir. Evidentemente no se requiere que las etiquetas sean térmicas y el ejemplo más común de este tipo de impresión, son las etiquetas con códigos de barra que tienen algunos productos, sobre todo en los centros comerciales.

Ventajas del método de transferencia térmica:

- Las etiquetas impresas por este método son mucho más duraderas que las térmicas, debido a que tienen resistencia al calor y otros factores ambientales.
- Al integrar la cinta entre el cabezal y la etiqueta se protege más al cabezal de impresión.

b) Tipos de *ribbon* (cinta). Como se mencionó anteriormente, el *ribbon* es la cinta que contiene la “tinta” para imprimir, en el método de transferencia térmica y puede ser de diversos materiales:

- Cera: Se utiliza para etiquetas o rollos continuos de papel.
- Cera/Resina: Se utiliza para etiquetas sintéticas (poliéster blanco, poliéster gris, etc.)
- Resina: Se utiliza para etiquetas de polipropileno y otros materiales sintéticos.

Las etiquetas impresas con el *ribbon* de cera/resina son más duraderas que las que fueron impresas con cera; sin embargo, son menos resistentes que las que fueron impresas con resina. Se podría decir que son exactamente el punto medio entre duración y precio, pero lo que finalmente será el factor más importante a considerar, es la compatibilidad entre el *ribbon* y las etiquetas para lograr la mayor calidad y resolución de impresión.

c) Tipos de etiqueta

- Etiqueta continua. Como su nombre lo dice, no tiene ninguna marca para indicar el tamaño de lo que se va a imprimir, por lo tanto, el tamaño del papel a utilizar, se manipula o indica desde software. Figura 1.13.
- Etiqueta con *gap* o no continua. Generalmente compuestas de dos elementos, un “*liner*” y la etiqueta en sí. El *liner* es un material transparente opaco, en donde las etiquetas son pegadas con una separación constante, a la cual se le llama “*gap*” (generalmente de unos 3 ó 4 mm). Figura 1.14.
- Etiqueta con muesca. En general, se fabrican con materiales como cartón o papeles más gruesos y la separación de las etiquetas está marcada con una muesca y un precorte. Fig. 1.15.
- Etiquetas con marca negra. Estas etiquetas pueden estar constituidas por muy diversos materiales y la separación entre ellas está dada por una marca oscura. Fig. 1.16.

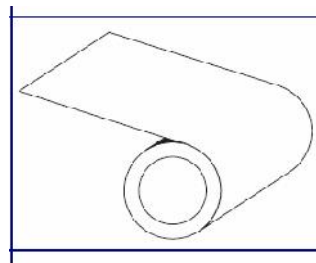


Figura 1.13. Etiqueta continua

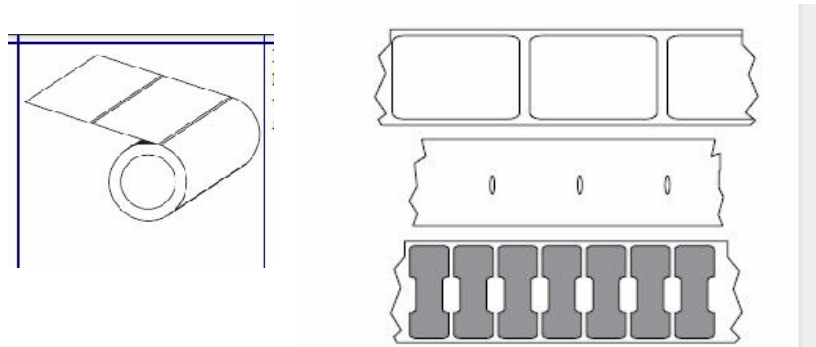


Figura 1.14. Etiqueta con *gap* o no continua.

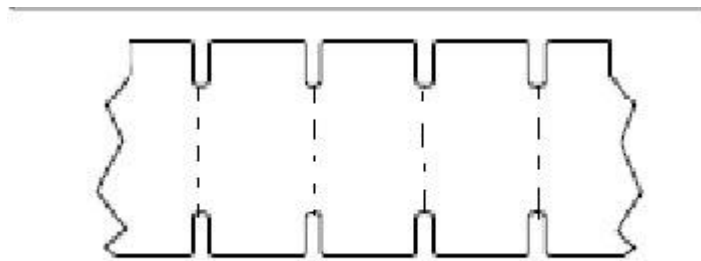


Fig. 1.15. Etiqueta con muesca.

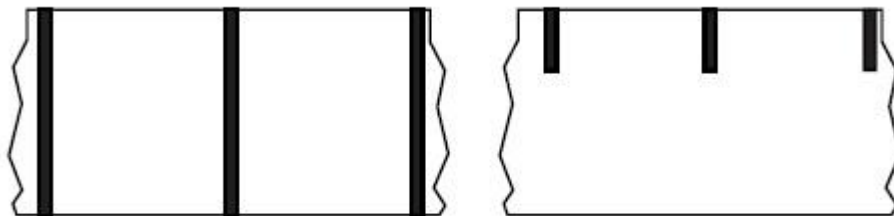


Fig. 1.16. Etiquetas con marca negra.

3.2. La impresora Z4M Plus

Zebra ha fabricado impresoras de impresión de muy diversos tipos, que atienden a muy diversas necesidades del mercado. La impresora Z4M Plus se considera un equipo de rango medio de la marca Zebra, la cual es considerada líder en el mercado de impresión de código de barras, siendo ésta última una buena opción para las necesidades existentes en el hospital de oncología involucrado, debido a que tiene la capacidad de imprimir diariamente 18,000 in lineales, esto quiere decir que de la etiqueta de datos del hospital de 2 por 1 pulgada, se podrían imprimir 9,000 etiquetas

diarias. En realidad, este tiraje diario nunca se alcanza en el hospital, pero si es una referencia de que el equipo cubre, hasta de más, las necesidades requeridas.

Además, la impresora puede funcionar hasta 12 horas diarias e imprimir a una velocidad de 10 in/seg, lo que confirma la calidad y la buena elección que se tuvo al adquirir este equipo para el área de laboratorio, donde su principal misión es imprimir el nombre del paciente y un código de barras en una etiqueta de 2x1 in.

Con los datos de la etiqueta, que se coloca en los tubos de ensaye correspondientes, el personal tiene acceso a una base de datos, donde se muestran los resultados de los distintos exámenes de sangre de los pacientes.

Se podría haber optado por las etiquetas térmicas, que como ya se ha mencionado anteriormente, son sensibles al calor e imprimen sin necesidad de ribbon; sin embargo, se pensó que era preferible asegurar que las etiquetas no fueran tan inestables al calor, debido a que en general, algunos cuartos donde se centrifugan los tubos que contienen las etiquetas, cuentan con ventanas grandes que dejan pasar mucha luz solar.

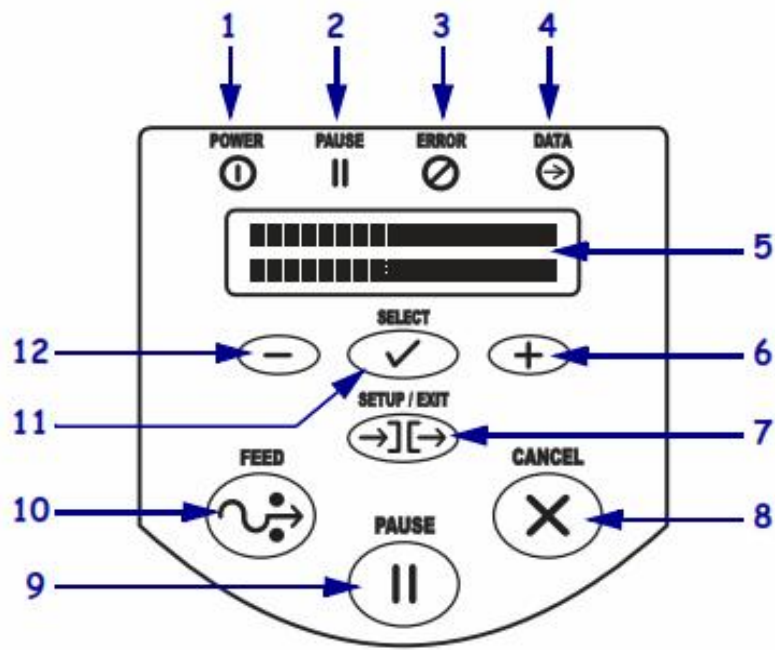
Entonces la etiqueta que se imprime en la Z4M Plus tiene las siguientes características:

- Etiqueta de papel con *gap* o no continua
- De transferencia térmica
- Requiere *ribbon* de cera para su impresión

3.3. Panel principal de la Z4M Plus

El panel de control frontal muestra el estado de la impresora y permite cambiar parámetros para la impresión; sin embargo, independientemente de los datos ingresados en la máquina directamente, ésta siempre le dará prioridad al software de diseño de etiquetas, que generalmente, es otorgado de forma gratuita por parte de Zebra (ZDesigner). En otras palabras, si se indica en el software que se trabajará con una oscuridad (*darkness*) de 15 y en la impresora, dentro del panel de control, está indicado que se está trabajando a 30, la impresora dará prioridad al programa de diseñador y trabajará a 15, cuando se envíe la etiqueta.

El panel de control se muestra en la figura 1.22 y a continuación su descripción general.



| | |
|----|-------------------|
| 1 | Power LED |
| 2 | Pause LED |
| 3 | Error LED |
| 4 | Data LED |
| 5 | LCD |
| 6 | PLUS (+) button |
| 7 | SETUP/EXIT button |
| 8 | CANCEL button |
| 9 | PAUSE button |
| 10 | FEED button |
| 11 | SELECT button |
| 12 | MINUS (-) button |

Figura 1.22

- **Feed.** Arroja una etiqueta en blanco cada vez que este botón es presionado.
- **Pause.** Detiene o reanuda el proceso de impresión.
- **Cancel.** Cancela las impresiones pendientes en la memoria.
- **Setup/Exit.** Entra o sale del menú de configuración de la impresora.
- **Select.** Permite entrar en los menús y desplazarse con los botones de Plus(+) y Minus(-), para cambiar parámetros de la impresora.
- **Plus(+).**

1. En modo de desplazamiento:
Desplaza a la siguiente selección.
2. En modo de cambio:
 - I. Incrementa los valores seleccionados
 - II. Acepta un parámetro (Sí)
 - III. Imprime una etiqueta (cuando aplica)

- **Minus(-).**

1. En modo de desplazamiento:
Desplaza a la selección anterior.
2. En modo de cambio:
 - I. Decrementa los valores seleccionados.
 - II. Selecciona el dígito que se desea cambiar.
 - III. Contesta NO.

3.4. Colocación de *ribbon* y etiquetas en la Z4M Plus

Es importante empezar indicando, que la cinta o *ribbon* siempre debe ser un poco más ancha que las etiquetas, para asegurar una impresión correcta de las mismas y porque si la cinta y las etiquetas son exactamente de la misma medida, el grosor que se forma con ambas partes, seguramente dañará el cabezal, haciendo que éste se desgaste más fácilmente en la orilla de ambos consumibles.

De manera complementaria, es importante que antes de empezar con la colocación de los consumibles, se retiren de las manos: relojes, anillos, pulseras u otros objetos metálicos, que podrían dañar o rallar el cabezal de impresión.

Colocación de las etiquetas

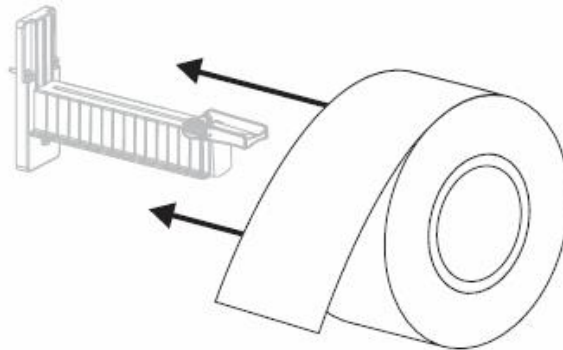
El modo de impresión que se maneja en el hospital es *Tear Off*, que significa que la etiqueta será impresa y saldrá de la Z4M Plus con el *liner* (cinta donde se encuentran pegadas las etiquetas). Esto quiere decir, que el personal deberá cortar manualmente la etiqueta en un movimiento firme hacia abajo, con ayuda del pequeño cortador posicionado delante del cabeza.

En este modo la colocación de las etiquetas es la siguiente:

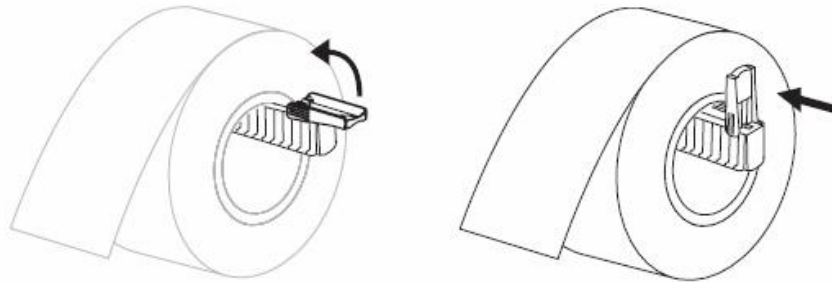
1. Bajar la guía del suministro de las etiquetas (*media supply guide*).



2. Posicionar el rollo de las etiquetas en el sostén de la etiqueta de suministro (*media supply hanger*) y empujar el rollo hasta el fondo del sostén.



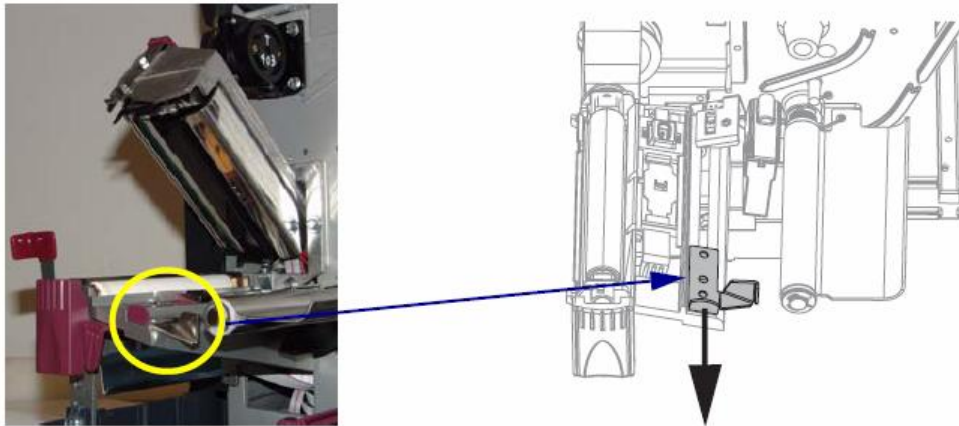
3. Levantar la guía del suministro de las etiquetas (*media supply guide*) y deslizarla hasta que toque el rollo de las etiquetas, sin presionar demasiado, sólo en la orilla del rollo, para darle orientación y que la etiqueta no se mueva tanto de su posición correcta.



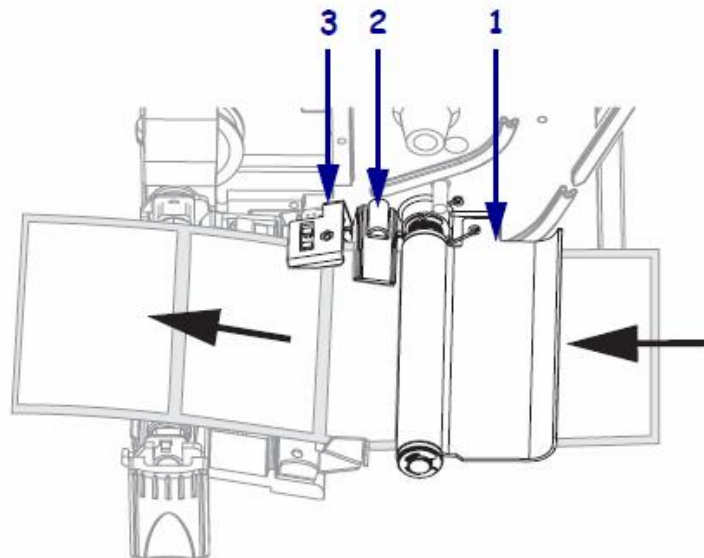
4. Presionar la palanca de “*printhead release latch*” para abrir el soporte del cabezal, hasta dejar éste último completamente abierto.



5. Deslizar hacia fuera la guía de la etiqueta (*media guide*).

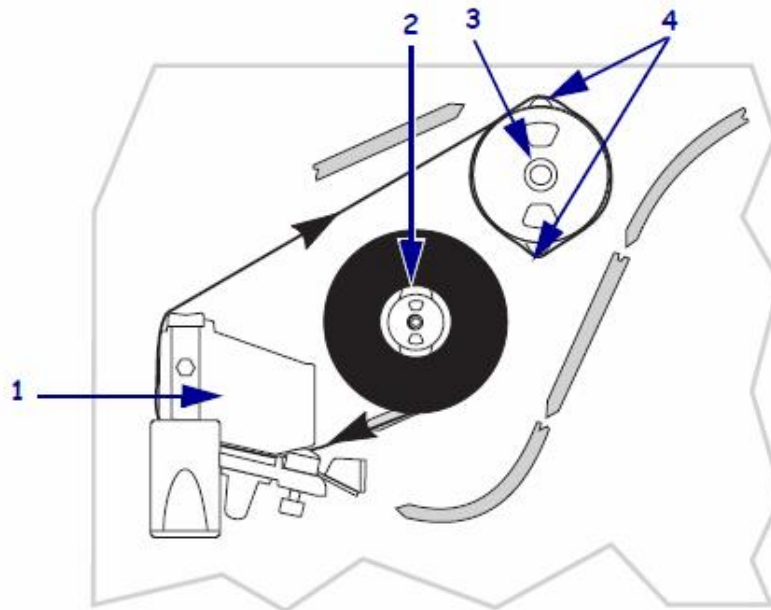


6. Pasar la etiqueta debajo del “*dancer assembly* (1)”, atravesarla dentro del sensor transmisor (2. *transmissive sensor*) y deslizarla por debajo del sensor de *ribbon* (3. *ribbon sensor*).



Colocación del *ribbon*

En la figura 1.17 se muestran las partes involucradas a utilizar y a continuación, los pasos para la colocación del *ribbon*.

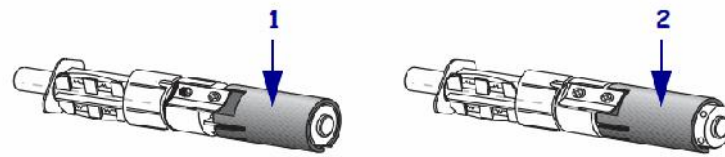


| | |
|---|------------------------|
| 1 | Printhead assembly |
| 2 | Ribbon supply spindle |
| 3 | Ribbon take-up spindle |
| 4 | Tension blades |

Figura 1.17

Procedimiento:

1. Colocar el "*ribbon supply spindle*" en *posición normal* o de *baja tensión*:
 - Para colocarlo en posición normal, jalar firmemente hacia fuera la flecha, como se muestra en la figura 1.18, hasta que el mecanismo haga clic en el sitio. Usando este procedimiento en la mayoría de los casos.
 - Para colocarlo en baja tensión, empujar firmemente hacia adentro la flecha hasta hacer clic, como se muestra en la figura 1.18. Usando este procedimiento cuando se use un *ribbon* angosto (menor a 110mm, siendo éste el *ribbon* más ancho que soporta) o en el caso de notar muy forzado o tensionado el movimiento del *ribbon*.



| | |
|---|--|
| 1 | Normal Position (Spindle End Cap Extended) |
| 2 | Low-Tension Position (Spindle End Cap Retracted) |

Figura 1.18

2. Presionar la palanca de “*printhead release latch*” para abrir el soporte del cabezal, hasta dejar éste último completamente abierto, como se muestra en la figura 1.19.

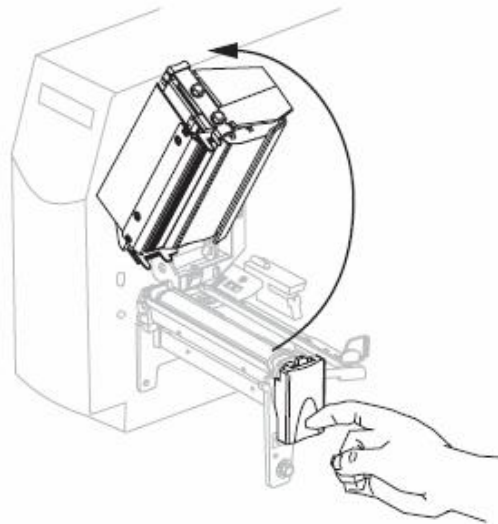


Figura 1.19

1. Orientar el *ribbon* para que se desenrolle en sentido horario, como se muestra.



2. Colocar el rollo del *ribbon* en la flecha de suministro (*ribbon supply spindle*) y empujar hasta topar con el fondo de la flecha, como se muestra en la figura 1.20.

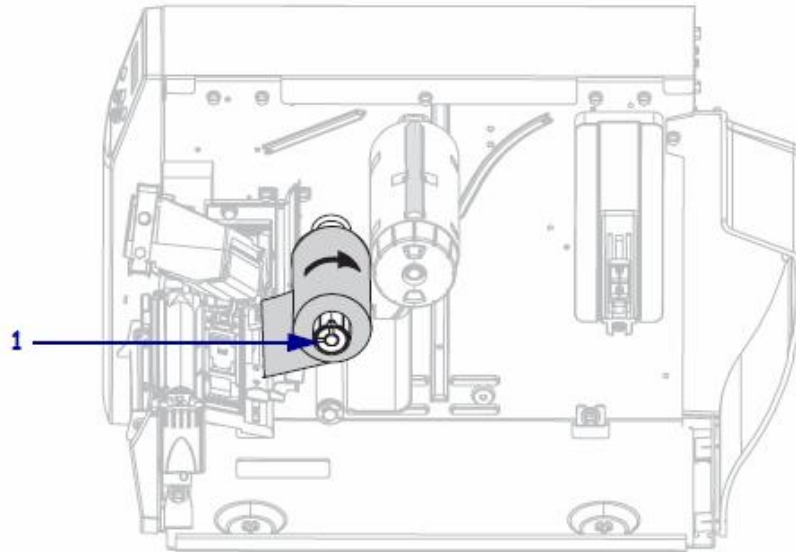


Figura 1.20

3. Jalar la parte final del *ribbon* llevándolo debajo del soporte del cabezal (2.- *printhead assembly*) y sacándolo hacia el frente de la impresora, como se muestra en la figura 1.21.

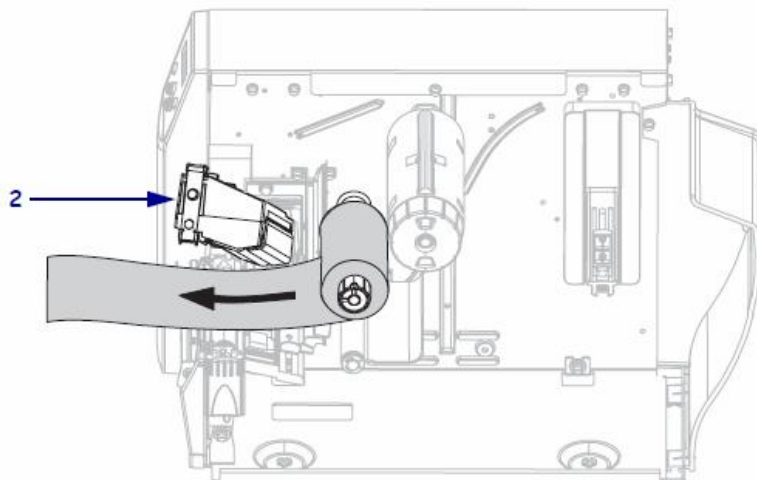
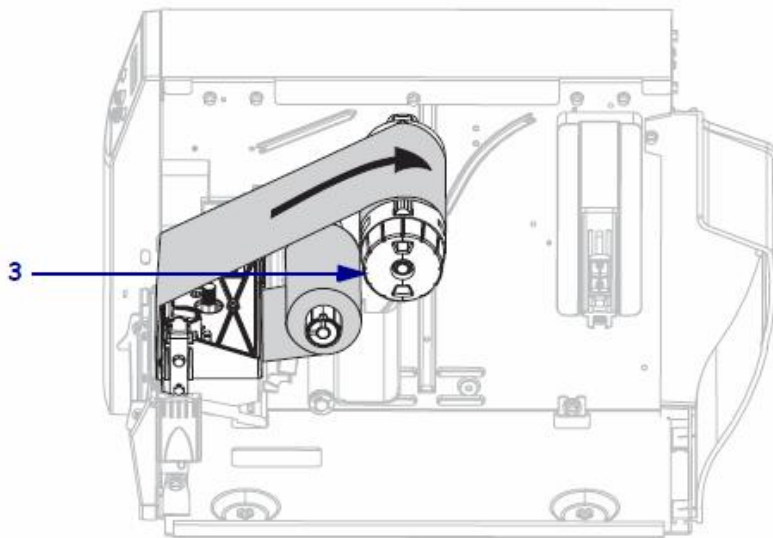


Figura 1.21

4. Cerrar el soporte del cabezal (*printhead assembly*).



5. Enrollar el *ribbon* de manera horaria en la flecha del *ribbon* de desecho (3. *take-up spindle*).



3.5. Autocalibración

Después de colocar los consumibles (*ribbon* y etiquetas) y de manera automática al bajar el cabezal de impresión, se llevará a cabo la autocalibración, en la cual la impresora, con ayuda de los sensores detectará el tamaño de la etiqueta.

3.6. Calibración de los sensores de etiqueta

La impresora Z4M Plus utiliza dos tipos de sensores para la calibración de la etiqueta: transmisivo y reflectivo.

a) Sensor Transmisivo

El sensor transmisivo estándar, se encuentra de manera fija como se muestra en la figura 1.23, y se puede cambiar físicamente por un “sensor transmisivo ajustable”, para el trabajo óptimo de algunos tipos especiales de etiqueta; sin embargo, éste último debe pedirse de manera independiente, ya que no viene incluido en la máquina ordinaria. No obstante, el sensor que viene por *default*, tiene un excelente funcionamiento para el tipo de etiqueta utilizado en el hospital, así que a continuación se enfocará en la calibración del mismo.

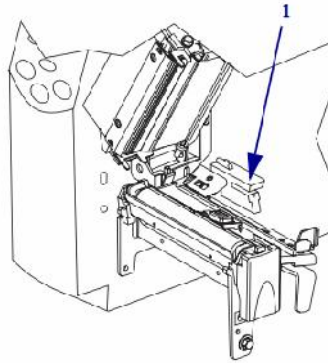
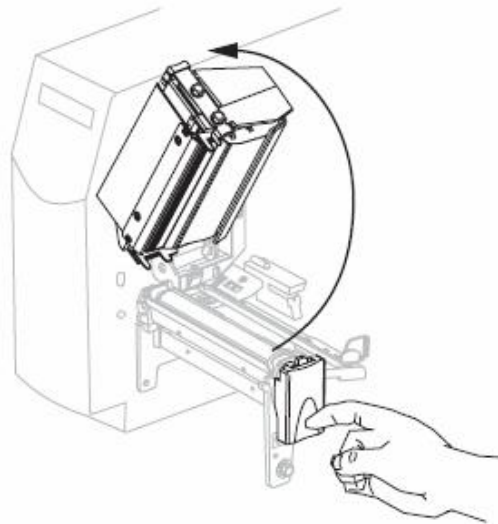


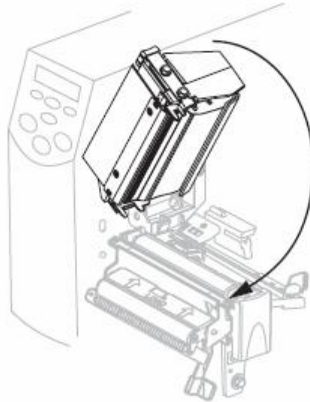
Fig. 1.23 Sensor transmisivo.

Para ajustar el sensor transmisivo:

1. Presionar la palanca de “*printhead release latch*” para abrir el soporte del cabezal, hasta dejar éste último completamente abierto.



2. Localizar el sensor transmisor con ayuda de la figura 1.23 y visualizar el puntero blanco que se encuentra detrás del sensor. Para nuestro caso, en el que utilizamos etiqueta no continua con *gap*, mover el puntero dentro de la marca, de manera alineada.
3. Cargar el *ribbon* y la etiqueta de manera adecuada (como ya se presentó).
4. Y finalmente, bajar el soporte del cabezal, para que se inicie la autocalibración.



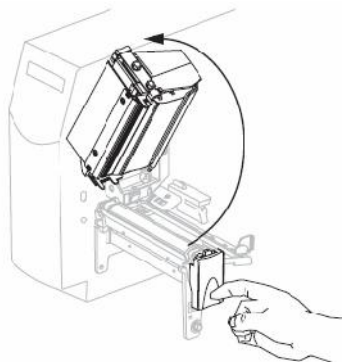
b) **Calibración del sensor reflectivo**

En la etiqueta no continua, el sensor reflectivo detecta el comienzo de la etiqueta mediante los diferentes indicadores: un orificio, el *gap* entre dos etiquetas, la marca negra, etc.

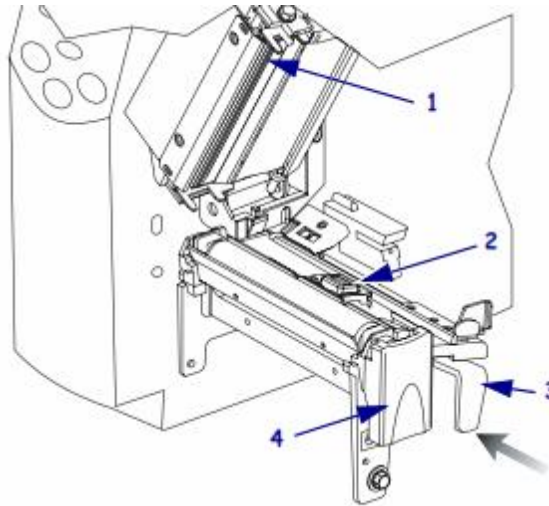
Esto se debe a que el dispositivo que constituye el sensor reflectivo, percibe cantidades de luz, por lo cual, la separación entre las etiquetas (*gap*) u algún otro indicador, al dejar pasar más cantidad de luz, permiten que la impresora lo entienda como el comienzo de una etiqueta.

Por lo anterior, es conveniente que el sensor reflectivo se encuentre directamente debajo de la marca indicadora (orificio, *gap*, marca negra, etc.) y que se lleve a cabo la siguiente calibración:

1. Presionar la palanca de “*printhead release latch*” para abrir el soporte del cabezal, hasta dejar éste último completamente abierto.



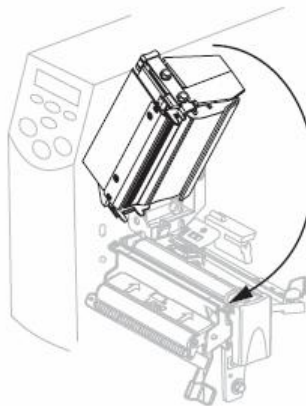
2. Localizar el sensor reflectivo con ayuda de la figura 1.24.



| | |
|---|-------------------------------------|
| 1 | Printhead assembly |
| 2 | Reflective sensor |
| 3 | Reflective sensor positioning lever |
| 4 | Printhead release latch |

Figura 1.24.

3. Deslizar el soporte del sensor (3. *Reflective sensor positioning lever*) de manera que el sensor reflectivo quede alineado con el *gap*, orificio, marca negra u otro indicador. De esta forma le daremos a la impresora la indicación adecuada de empiezo de etiqueta.
4. Finalmente, cerrar el soporte del cabezal y dejar que la máquina realice de manera automática la autocalibración.



3.7. Sustitución del cabezal de impresión de la Z4M Plus

1. Antes de empezar el siguiente procedimiento, se debe apagar la impresora y desconectarla de la corriente.
2. Colocar en la mano del personal que realizará el procedimiento, pulseras antiestáticas, para evitar dañar las tarjetas electrónicas o el propio cabezal de impresión. Además de retirarse anillos, pulseras, relojes u otros objetos metálicos que podrían dañar el cabezal nuevo.
3. Abrir la compuerta de consumibles y retirar tanto las etiquetas como el *ribbon*.
4. Con referencia en la figura 1.25, rotar las dos perillas de presión del cabezal, del punto donde se encuentren a la posición #1.

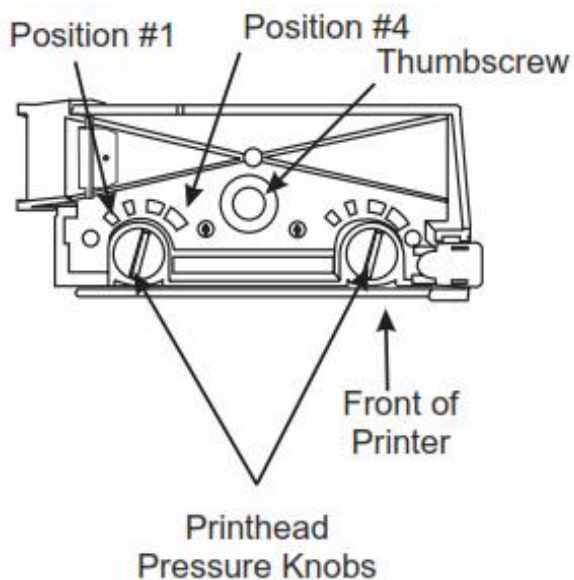


Figura 1.25

Nota: El cabezal podría estar caliente, de ser necesario, esperar a que se enfríe para evitar quemaduras.

5. Abrir el soporte del cabezal, de manera que nos permita sostener el propio cabezal por debajo.
6. Con ayuda de las figuras 1.25 y 1.26, retirar el tornillo que sujeta el cabezal (*thumbscrew*).

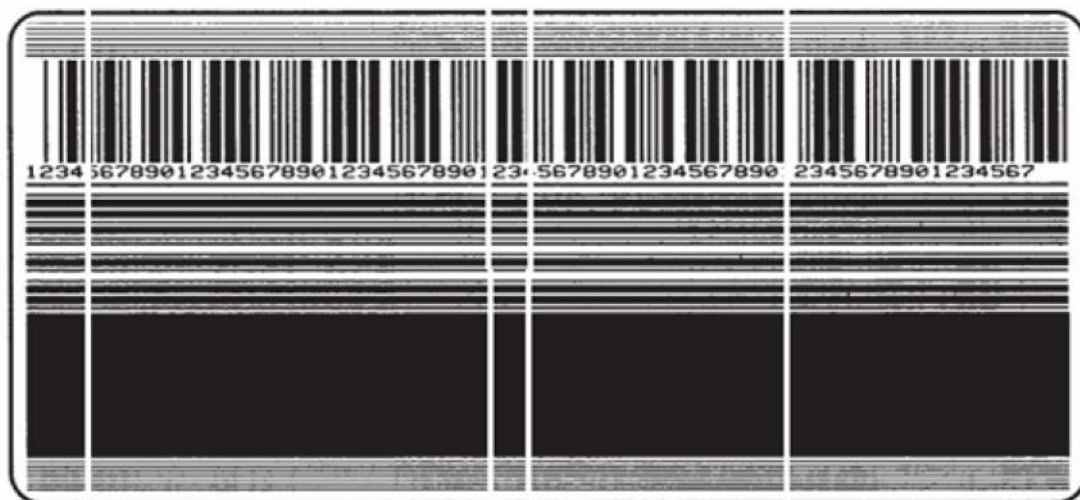


Figura 1.27

15. Reinstalar las etiquetas y el *ribbon* a utilizar, conectar a la corriente la impresora y prenderla.

3.8. Sustitución del rodillo de impresión de la Z4M Plus

Si el rodillo de impresión está rayado o dañado necesita reemplazarse, debido a que un defecto así, marca dramáticamente la calidad de la impresión.

Además, es recomendable hacerlo también cuando se realiza el cambio de cabezal, pues ambos cuentan con el mismo tiempo de desgaste, están ligados íntimamente y marcan juntos la buena impresión de una etiqueta.

Para hacer el reemplazo de un rodillo, deben seguirse los siguientes pasos y sólo podrá realizarlo personal certificado:

1. Antes de empezar el siguiente procedimiento, se debe apagar la impresora y desconectarla de la corriente, así como retirar los cables de comunicación.
2. Colocar en la mano del personal que realizará el procedimiento, pulseras antiestáticas, para evitar dañar las tarjetas electrónicas o el propio cabezal de impresión. Además de retirarse anillos, pulseras, relojes u otros objetos metálicos que podrían dañar el cabezal nuevo.
3. Abrir la puerta de consumibles y retirar tanto las etiquetas como el *ribbon*.
4. Con referencia en la figura 1.28, abrir la compuerta de consumibles (“*Media Door*”) y quitar el tornillo de la cubierta electrónica (“*Electronics cover mounting screw*”).

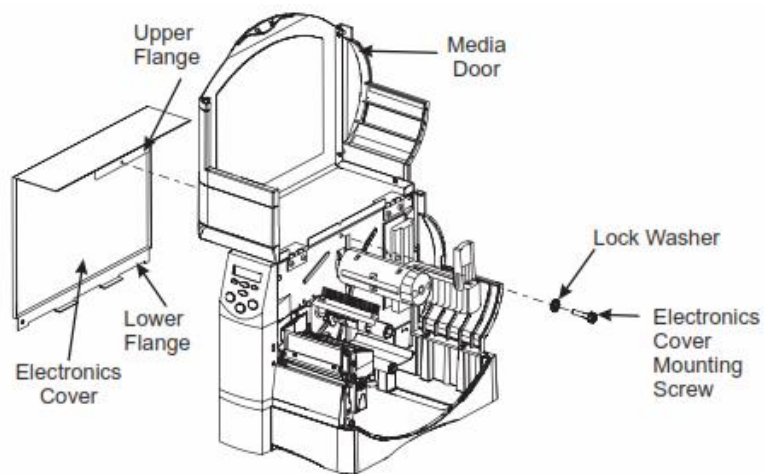
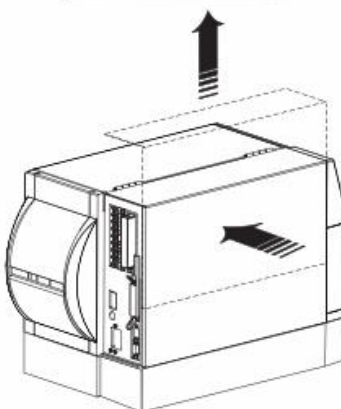


Figura 1.28

5. Cerrar la compuerta de consumibles (“Media Door”).
6. Presionar la cubierta electrónica e impulsarla hacia arriba para retirarla.



7. Con referencia en la figura 1.29, retirar el tornillo del motor (“Stepper motor locking screw”) y también el “Stepper Motor Pivot Screw”.

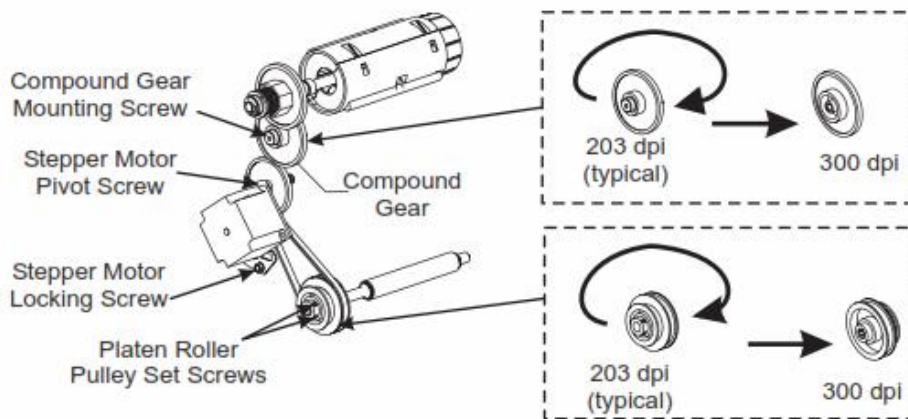


Figura 1.29

Nota: Sería conveniente tomar nota de la orientación de la polea y de cómo está instalada la banda en ella.

8. Con referencia en la figura 1.30, retirar los tornillos de la polea que moviliza el rodillo. Quitar la polea y la banda cuidadosamente.
9. Retirar los dos tornillos que se muestran como “*Tear Bar Mounting Screws*” en la figura 1.30., para quitar la placa metálica de corte (*Tear Bar*).

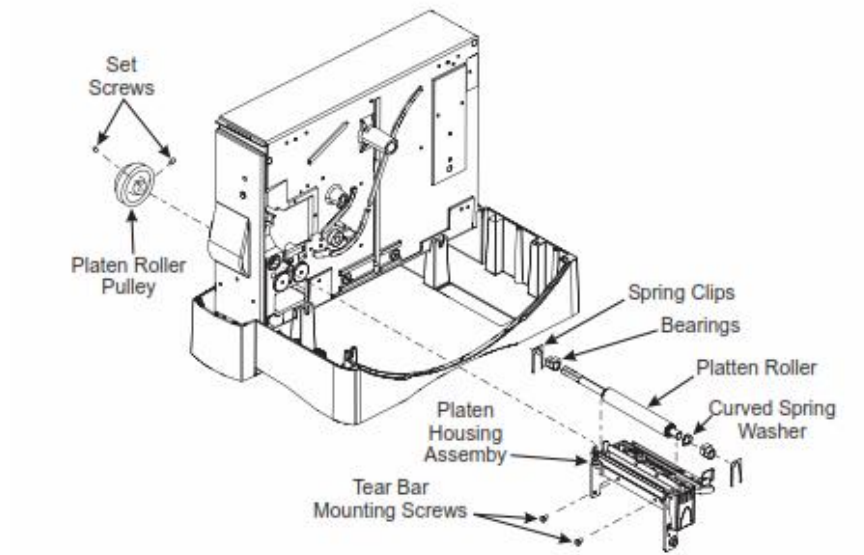


Figura 1.30

Nota: Sería conveniente que a partir de ésta sección, el personal involucrado usará lentes de seguridad, debido a que algunas partes, como anillos elásticos de fijación o resortes, están bajo presión y podrían dispararse con fuerza. Y por otra parte, el resorte interno (“*Spring Clips*”) no necesariamente debe retirarse para el reemplazo del rodillo.

10. Basándose en la figura 1.31, apretar con dos desarmadores, empujando hacia arriba, para retirar el asegurador de piernas. Después de lograrlo, retirar el rodillo de su soporte.

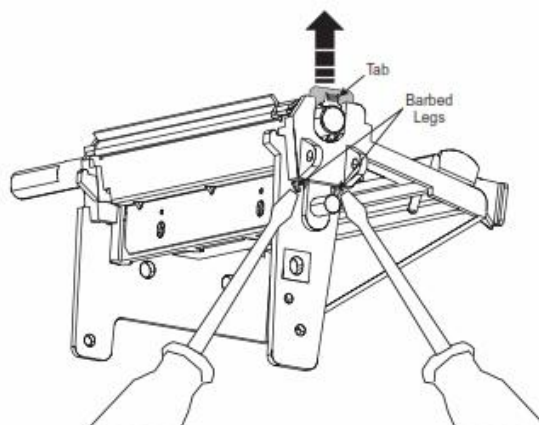


Figura 1.31

11. Con referencia en las figuras 1.30 y 1.32, colocar el rodillo nuevo con todos sus accesorios y montarlo nuevamente en su soporte, asegurándose que los soportes circulares (“*Platen Roller Bearing*”) estén en posición correcta y que los aseguradores de piernas (“*Spring Clip*”) estén correctamente sujetos al soporte del rodillo.

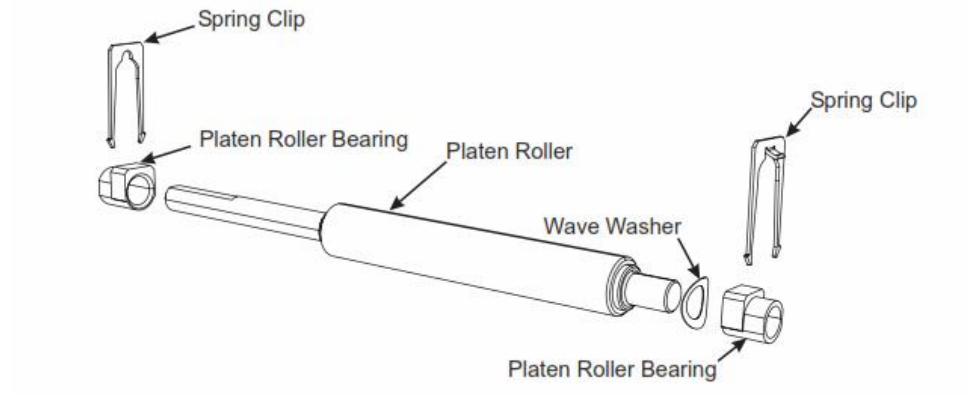


Figura 1.32

12. Colocar los dos tornillos que se muestran como “*Tear Bar Mounting Screws*” en la figura 1.30., para montar la placa metálica de corte (*Tear Bar*).
13. Con referencia en la figura 1.30, reinstalar los tornillos (*Set Screws*), para fijar la polea (*Platen Roller Pulley*) y la banda cuidadosamente.

Nota: La desviación de la banda no debe sobrepasar las 0.25 in (6mm).

14. Ajustar la banda a la rueda dentada del motor y buscar la posición adecuada, para lograr la desviación correcta. Conservando ésta posición y con referencia en la figura 1.29, colocar el tornillo (“*Stepper motor locking screw*”) y también el “*Stepper Motor Pivot Screw*”, para la reinstalación del motor.
15. Colocar la cubierta electrónica impulsándola hacia abajo, cuidando que la pestaña inferior esté dentro de la base de la impresora y la pestaña superior entre la ranura donde nace la compuerta de consumibles (*Media Door*).
16. Con referencia en la figura 1.28, colocar el tornillo de la cubierta electrónica (*Electronics Cover Mounting Screw*) para fijar el chasis de la impresora.
17. Reinstalar los consumibles (etiquetas y *ribbon*).
18. Conectar a la impresora los cables de comunicación y corriente.
19. Prender la impresora.

3.9. Test para verificar parámetros y calidad de impresión en la Z4M Plus

Existen principalmente 2 pruebas para verificar el estado de la impresora:

1. La primera la podemos obtener, apagando la Z4M Plus y presionando el botón de **CANCEL** mientras se prende la impresora. De ésta manera obtendremos la etiqueta de configuración, la cual nos muestra los parámetros principales de la máquina, como son: oscuridad, en qué modo de impresión está trabajando, en tipo de etiqueta, método de impresión, etc., que son de mucha utilidad para entender el comportamiento de la impresora. A continuación, en la figura 1.33 se presenta esta prueba.



Figura 1.33

2. La segunda prueba se obtiene apagando la Z4M Plus y presionando el botón de **PAUSE** mientras se prende la impresora. De ésta forma, se imprime una etiqueta que se muestra en la figura 1.34 y en la que podemos apreciar la calidad de la impresión, mediante un código de barras, líneas horizontales y un cuadro negro. Cuando la impresión es pobre, pueden distinguirse manchas blancas en alguna parte de la etiqueta o incluso líneas verticales en resistencias quemadas, como se mostraba en la Figura 1.27.

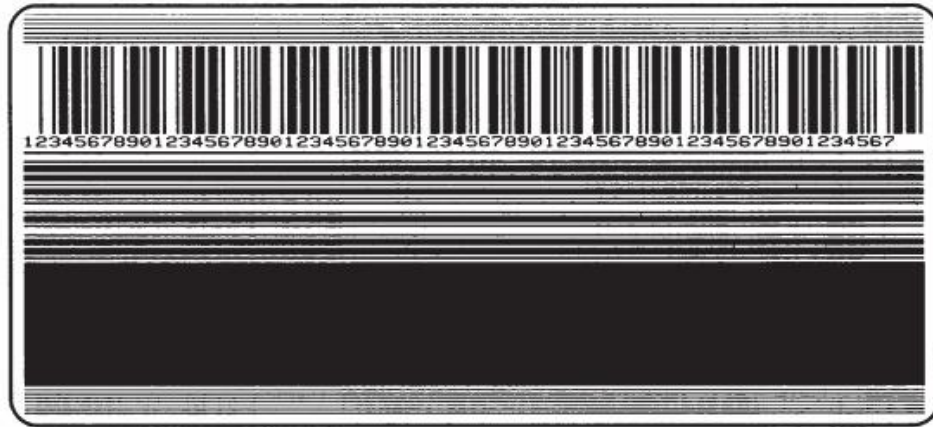


Figura 1.34

Uno de los objetivos principales como ingenieros certificados, es procurar que la impresora muestre muy buena calidad de impresión, con la menor presión posible en el cabezal, por lo tanto, después de cambiar el cabezal y/o el rodillo, es muy importante repetir varias veces ésta segunda prueba, hasta obtener éste objetivo.

Con esto estamos prolongando la vida útil del cabezal y del rodillo, ya que con menor presión existe menos fricción y desgaste. De hecho, con el paso del tiempo, en las revisiones periódicas y de ser necesario, podemos ir aumentando la presión en el cabezal para obtener la misma calidad de impresión, como cuando la cabeza estaba nueva, pero si desde un inicio, cuando el cabezal es cambiado, se utiliza mucha presión para arrojar una buena etiqueta, esto ya no será posible a futuro.

3.10. Especificaciones eléctricas de la Z4M Plus

La impresora Z4M Plus es comercializada en casi todo el mundo, de manera que la mayor parte de sus especificaciones se maneja en rangos, que se muestran a continuación:

1. Soporta voltajes de 90 a 264 VAC, con una frecuencia de 48 a 62 Hz.
2. Corriente: 5 A
3. Potencia: 25 Watts en espera y puede alcanzar hasta 450 Watts como consumo máximo.

De manera general, la impresora cuenta con un fuente de poder (*Power Supply*), una tarjeta madre (*Main Logic Board*) y una sección de partes mecánicas (poleas, motor, banda, etc...). Esta estructura básica se muestra en la figura 1.35.

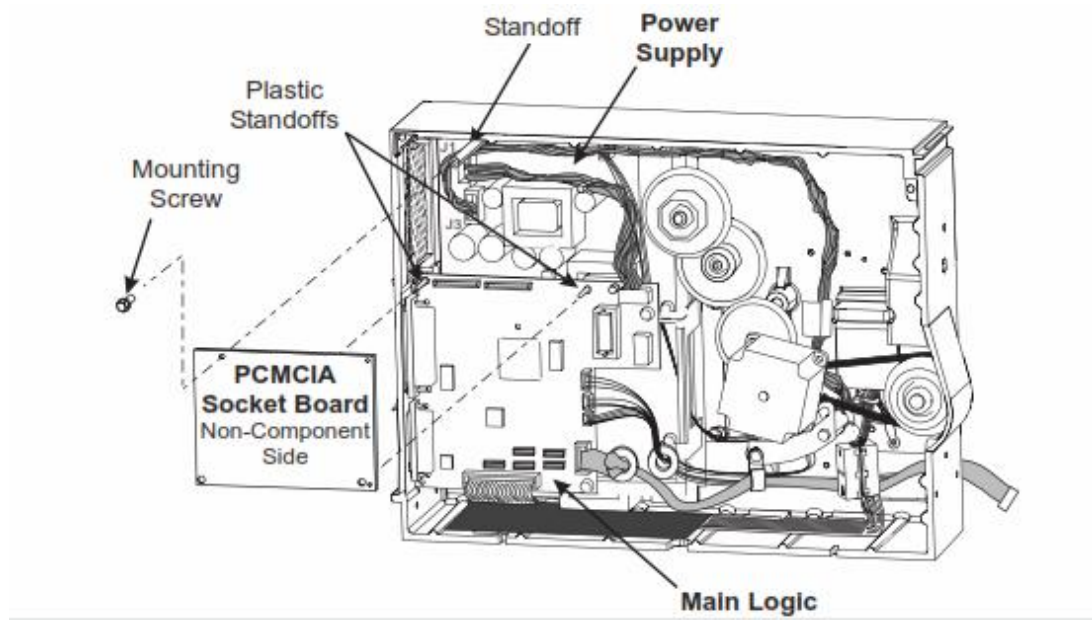


Fig. 1.35

El diseño eléctrico en bloques de la tarjeta madre de la impresora, no se ha publicado, ni siquiera en los manuales entregados a los ingenieros certificados de la marca, para evitar copias no autorizadas, de manera que en la mayoría de los casos, cuando la tarjeta se daña, simplemente se cambia completa. Sin embargo, la información de la fuente es mucho más abierta al público y se explica a detalle a continuación.

3.11. Fuente de poder de la Z4M Plus

La fuente de la impresora no es muy distinta de las que se usan en otros aparatos eléctricos, con la diferencia de que a la salida de la misma, se obtienen 13 V DC, y no 5 V DC como en la mayoría de los equipos. Esto debido al funcionamiento interno de la impresora y a la fuerte cantidad de corriente que se demanda en la tarjeta (de 25 a 30 A), necesaria para tener la capacidad de calentar las resistencias del cabezal y así poder fundir la cinta o ribbon sobre el papel.

A continuación se muestra el esquemático de la fuente (Figura 1.43) y la explicación de sus etapas:

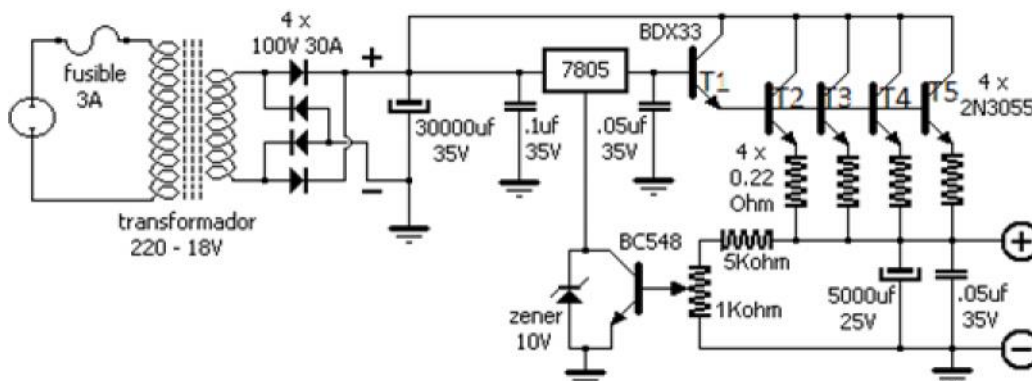


Figura 1.43

a) Transformador

Para empezar se tiene la corriente alterna de 120V AC de cualquier toma corriente o enchufe. Son 120 Vrms, que como sabemos significa *valor cuadrático medio*. En donde $V_{rms} = V_{máximo} / \sqrt{2}$.

El transformador a utilizar es *reductor*, es decir, la bobina secundaria tiene menos espiras que el devanado primario, y su principal objetivo es disminuir el voltaje de 120 Vrms a 18 Vrms, como se muestra en la figura 1.36.

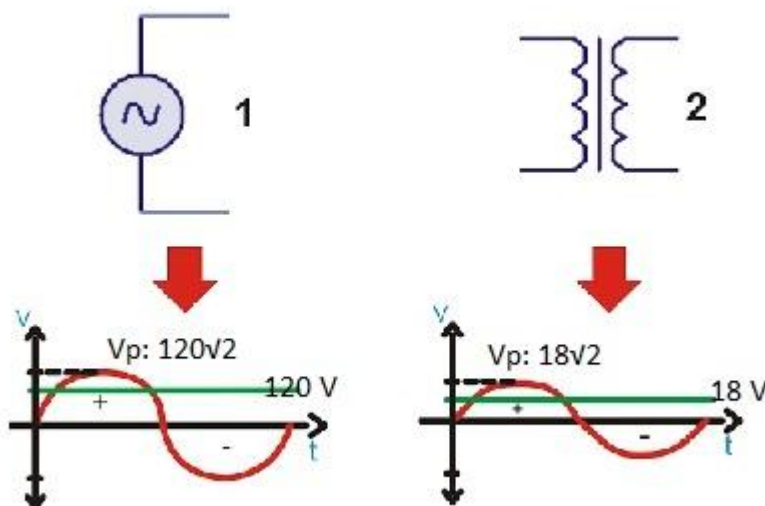


Figura 1.36

b) Puente de diodos

Para comprender el funcionamiento del puente rectificador, primero se mencionarán las características principales del diodo:

- Elemento de naturaleza exponencial, es decir, de las 2 variables (voltaje y corriente), una aumenta de forma exponencial respecto al aumento lineal de la otra. Lo anterior se puede observar en la figura 1.37.

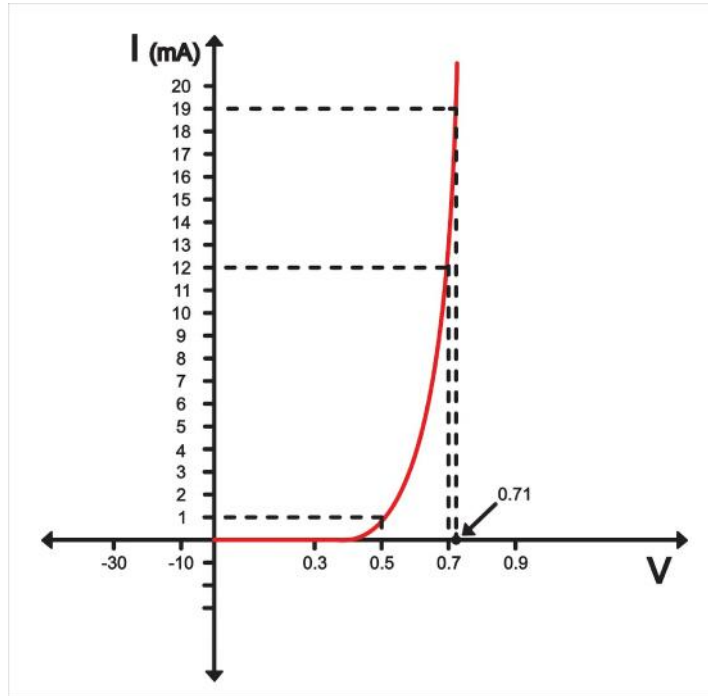


Fig 1.37

- El símbolo del diodo se muestra en la figura 1.38.

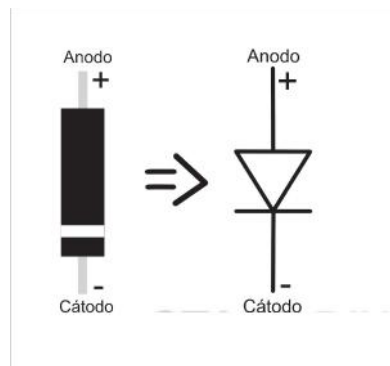


Figura 1.38

- Sabemos que si el diodo se polariza en directa, permite el paso de la corriente a través de él, como si fuera un interruptor cerrado. De manera contraria, si se polariza en inversa, la corriente que pasa a través de él es tan pequeña, que el diodo se podría considerar como un interruptor abierto. Figura 1.39.

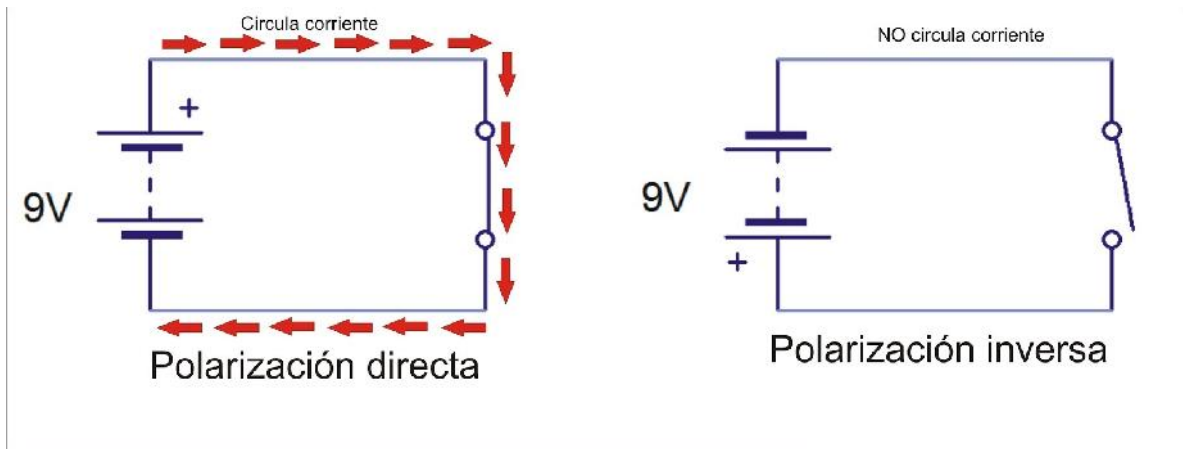


Figura 1.39

- Cuando el diodo tiene polarización directa, se puede medir con un voltímetro, que la caída de voltaje en el mismo es de 0.7 V.
- El diodo puede funcionar como un excelente rectificador, es decir, puede “convertir” una corriente alterna AC, en una corriente continua pulsante que después puede transformarse en una corriente de DC y por lo tanto, se utiliza mucho en fuentes de alimentación. El comportamiento en general del diodo como rectificador, se muestra en la figura 1.40.

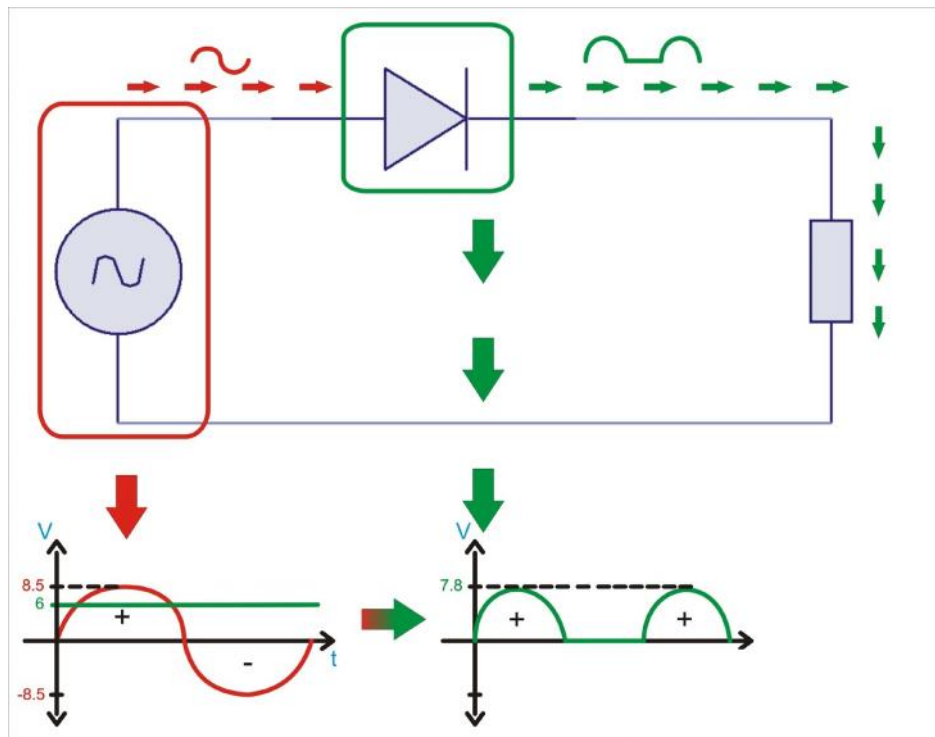


Figura 1.40 a.

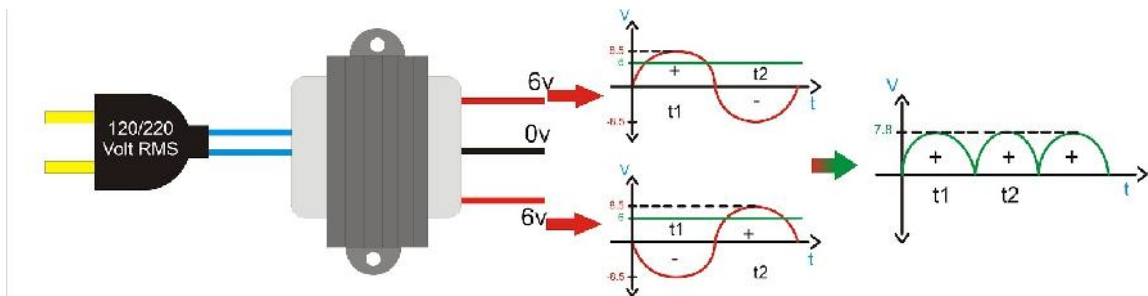
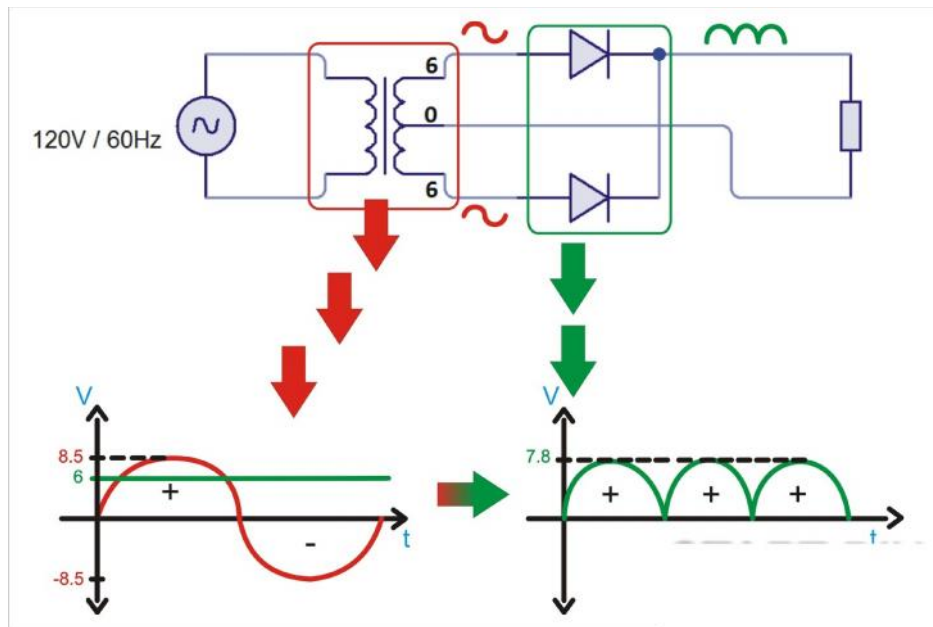


Figura 1.40 b.

Dicho todo lo anterior y analizando el puente de diodos como rectificador, podemos decir que en la figura 1.41(a), en la terminal positiva del transformador y en el tiempo t_1 , el diodo D1 deja pasar la onda positiva. Mientras que en el tiempo t_2 , para la terminal negativa del transformador, el diodo D2 también deja pasar la onda positiva, de tal manera, que en la unión superior de los diodos D1 y D2, se tendrá una onda continua pulsante positiva con Voltaje de pico: $V_p: 18 \text{ V} - 1.4 \text{ V}$ (caída de voltaje de 2 diodos) = 23.98 V, como se puede apreciar en la Figura 1.41(b).

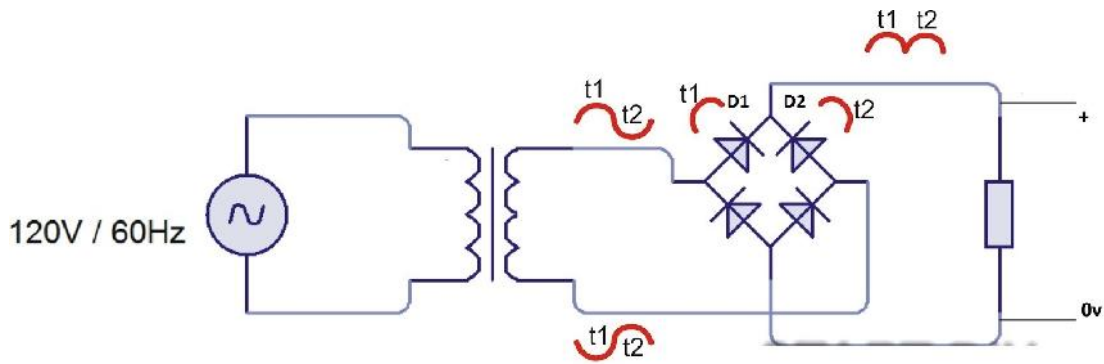


Figura 1.41 (a)

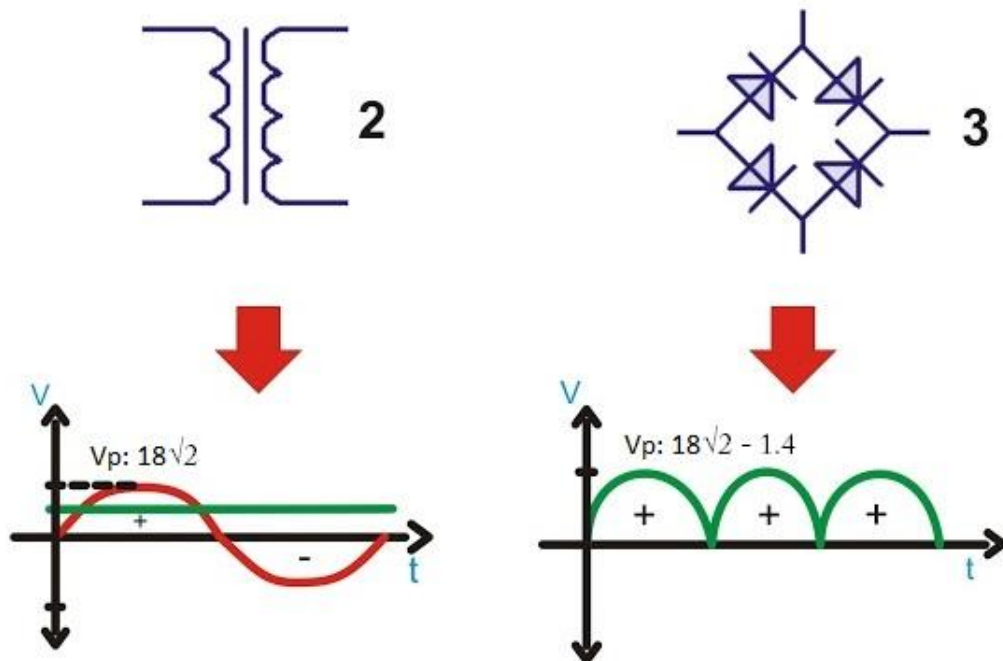


Figura 1.41 (b)

c) Capacitor electrolítico.

Como ya se había mencionado, en la sección donde se trato el tema de corrientes de fuga, un capacitor es un componente eléctrico, el cual puede describirse como dos placas de material conductor, separadas por un aislamiento, comúnmente llamado dieléctrico. Estos materiales dieléctricos –como el aire o el papel– tienen una carga debido a que los electrones libres no pueden fluir a lo largo de un aislador, sin embargo esta carga debe ser aplicada por alguna fuente externa. Ahora, esta energía retenida en forma de voltaje, hace que el capacitor sea un elemento indispensable para el diseño de fuentes de alimentación.

En otras palabras, el capacitor electrolítico, es el encargado de filtrar el voltaje constante pulsante positivo, que sale del puente de diodos, para que pase a ser un voltaje de DC.

La figura 1.42(a) muestra el filtrado mencionado, en donde la línea roja ascendente muestra el momento en que el capacitor se carga y la línea subsecuente, muestra el voltaje resultante de DC cuando el capacitor conserva la carga.

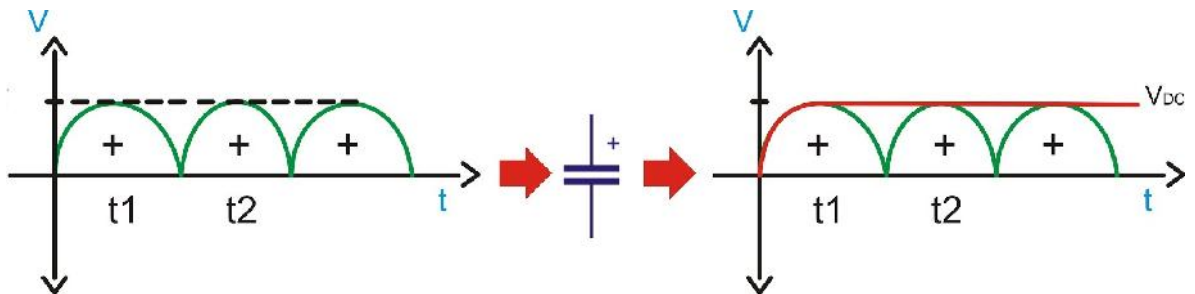


Figura 1.42(a)

En esta gráfica se muestra el comportamiento ideal del capacitor, pero en la vida real, existe un efecto que hace que la tensión del capacitor disminuya cuando se conecta a una carga (resistencia, circuito, etc.), siendo ésta pérdida o caída de voltaje, el voltaje de rizo o de “ripple” (V_r), que se observa en la figura 1.42(b).

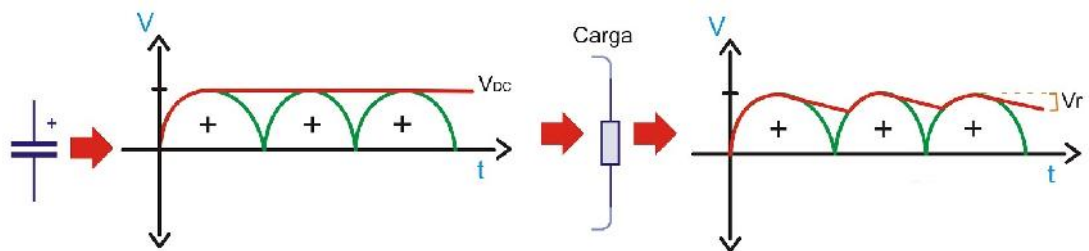


Figura 1.42(b)

Se conectó el osciloscopio en la salida del capacitor de la fuente de la Z4M Plus y se pudo observar que el voltaje de pico real después del capacitor, puede bajar hasta 23.68 V, por lo cual sabemos que el voltaje de rizo es:

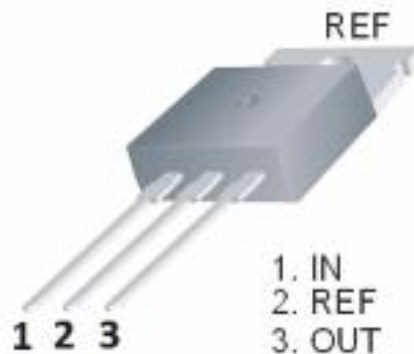
$$V_r = 23.98 - 23.68 = 0.3 \text{ V} = 300 \text{ mV}$$

d) Regulador Lineal.

Los reguladores lineales de referencia se alimentan de un voltaje rectificado y filtrado y en su salida nos proporcionan voltajes fijos estabilizados, en nuestro caso para la Z4M Plus, se cuenta con un regulador LM7805, de tres terminales a 1 Amperio, que nos proporciona 5V DC.

Como datos generales, los parámetros del 7805 son:

1. Voltaje de entrada mínimo: 7 V
2. Voltaje de entrada máximo: 25 V
3. Voltaje de salida mínimo: 4.75 V
4. Voltaje de salida máximo: 5.25 V
5. Voltaje nominal: 5 V



Para nosotros:

- REF es de GND

Resumiendo, el regulador sirve para quitar el voltaje de rizo y dejar un voltaje “fijo”, aunque realmente lo que sucede, es que ese voltaje de rizado se vuelve demasiado pequeño, lo suficiente como para despreciarse.

Entonces, sabiendo que la capacitancia para filtros de onda completa es :

$$C = \frac{I_c}{2FV_r}$$

Donde:

C = Capacitor en faradios

I_c = Corriente de consumo del circuito en Amperios

F = Frecuencia en hertz (60 Hz en México)

V_r = Voltaje de rizo

Entonces, sabemos que la corriente en esa zona es de

$$I_c = C \cdot 2 \cdot F \cdot V_r$$

También conocemos el $V_r = 0.3 \text{ V}$, pues se determinó en la sección donde hablamos del capacitor de la fuente.

En cuanto al valor del capacitor electrolítico, este aparece en el esquemático de la Figura 1.43 ($C=30,000 \mu\text{f}$)

$$I_c = (30,000 \mu) (2)(60)(0.3)$$

$$I_c = 1.08 \text{ A}$$

e) Transistores

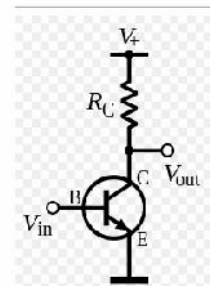
El transistor es un dispositivo electrónico semiconductor que puede funcionar como amplificador.

De manera general, la corriente de colector I_c es función amplificada de la que se inyecta en la base I_b , la cual se encuentra conectada a una fuente continua. De ésta manera se pueden lograr amplificaciones, dependiendo del circuito que se utilice y alimentar una carga.

Emisor: emite portadores

Colector: recibe portadores

Base: modula el paso de los portadores



El arreglo que se encuentra en la parte final de la fuente de la Z4M Plus, corresponde a una configuración Darlington, formada por los transistores BDX33 y 2N3055 (T1 y T2). Esta configuración corresponde a dos etapas seguidores de emisor y se caracteriza por tener una alta impedancia de entrada y un efecto multiplicativo de la corriente, figura 1.44.

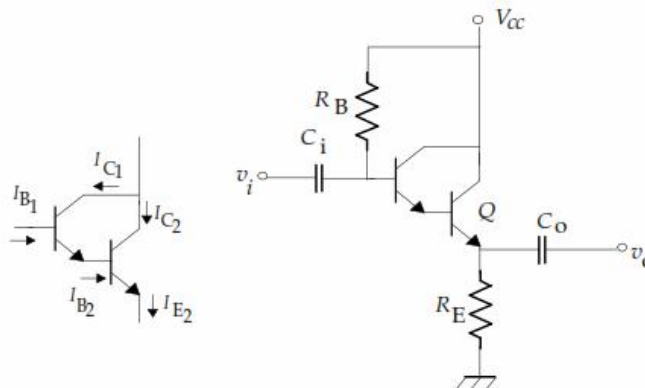
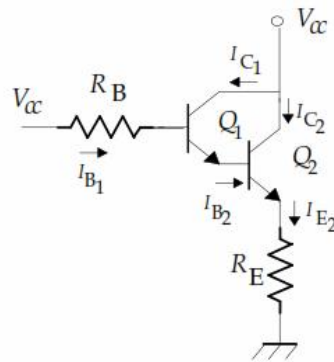


Figura 1.44

El circuito de la figura 1.44 en CC sería:



De donde podemos deducir que planteando la ecuación de la malla de entrada, queda lo siguiente:

$$V_{CC} = I_{B1}R_B + V_{BE1} + V_{BE2} + I_{E2}R_E \dots (1)$$

Además también sabemos que:

$$I_{B1} + I_{C1} = I_{B2} = I_{B1}(S_1 + 1) \dots (2)$$

También,

$$I_{E2} = I_{B2}(S_2 + 1) \dots (3)$$

Y considerando que:

$$V_{BE1} = V_{BE2} = V_{BE}$$

Sustituyendo I_{E2} de la ecuación 3 en la ecuación 1:

$$V_{CC} = I_{B1}R_B + 2V_{BE} + I_{B2}(S_2 + 1)R_E$$

$$V_{CC} = I_{B1}R_B + 2V_{BE} + I_{B2}S_2R_E + I_{B2}R_E \dots (4)$$

Sustituyendo I_{B2} de 2 en 4:

$$V_{CC} = I_{B1}R_B + 2V_{BE} + I_{B1}(S_1 + 1)S_2R_E + I_{B1}(S_1 + 1)R_E$$

$$V_{CC} - 2V_{BE} = I_{B1} [R_B + (S_1 + 1)S_2R_E + (S_1 + 1)R_E]$$

$$V_{CC} - 2V_{BE} = I_{B1} [R_B + (S_1 + 1) R_E (S_2 + 1)]$$

$$I_{B1} = \frac{V_{CC} - 2V_{BE}}{R_B + (S_1 + 1) R_E (S_2 + 1)}$$

Calculando la corriente de colector total I_{C2} , se tiene:

En la ecuación (3) podemos sustituir la ecuación (2), quedando:

$$I_{E2} = I_{B1} (S_1 + 1) (S_2 + 1) \dots (5)$$

Pero sabemos que :

$$I_{E2} = I_{C2} + I_{B2} \dots (6)$$

$$I_{C2} = S_2 I_{B2}$$

$$I_{B2} = \frac{I_{C2}}{S_2}$$

Entonces sustituyendo esta última ecuación I_{B2} de en (6):

$$I_{E2} = I_{C2} + \frac{I_{C2}}{S_2}$$

$$I_{E2} = I_{C2} (S_2 + 1) / S_2 \dots (7)$$

Sustituyendo (7) en (5)

$$I_{C2} (S_2 + 1) / S_2 = I_{B1} (S_1 + 1) (S_2 + 1)$$

Entonces,

$$I_{C2} = S_2 (S_1 + 1) I_{B1}$$

Pudiéndose apreciar en esta última ecuación, que existe un **efecto multiplicativo en la corriente**.

Ahora se realizará el análisis en AC para la determinación de las ganancias A_v , A_i y la impedancia de entrada.

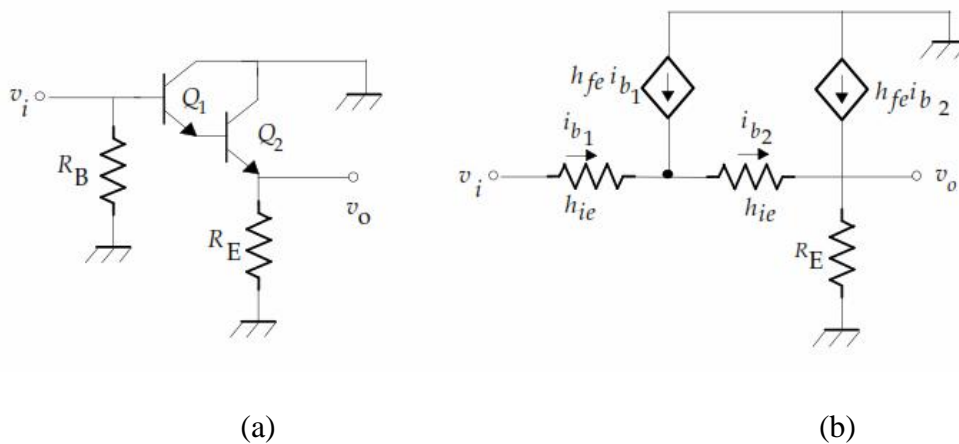


Figura 1.45

De acuerdo a la figura 1.45 que muestra el circuito en AC (con la fuentes de CC en tierra) y el equivalente en señal pequeña del TBJ (b), se deduce lo siguiente al aplicar ecuaciones de Kirchoff:

$$\dots\dots(1)$$

Y en la malla de salida,

$$V_o = i_{b_2}(1 + h_{fe_2})R_E \dots\dots(2)$$

Pero $i_{b_2} = (h_{fe_1} + 1)i_{b_1}$

Entonces, sustituyendo esta i_{b_2} en (1) y (2) tenemos:

$$V_i = i_{b_1} h_{ie_1} + i_{b_1}(h_{fe_1} + 1)h_{ie_2} + V_o \dots\dots(3)$$

$$V_o = i_{b_1}(h_{fe_1} + 1)(1 + h_{fe_2})R_E \dots\dots(4)$$

Despejando i_{b_1} de (3)

$$V_i - V_o = i_{b_1}[h_{ie_1} + (h_{fe_1} + 1)h_{ie_2}]$$

$$i_{b_1} = \frac{V_i - V_o}{h_{ie_1} + (h_{fe_1} + 1)h_{ie_2}}$$

Sustituyendo esta ib_1 en (4)

$$V_o + V_o \frac{(hfe_1 + 1)(1 + hfe_2)R_E}{hie_1 + (hfe_1 + 1)hie_2} = \frac{V_i}{hie_1 + (hfe_1 + 1)hie_2} (hfe_1 + 1)(1 + hfe_2)R_E$$

$$V_o \left(1 + \frac{(hfe_1 + 1)(1 + hfe_2)R_E}{hie_1 + (hfe_1 + 1)hie_2} \right) = \frac{V_i}{hie_1 + (hfe_1 + 1)hie_2} (hfe_1 + 1)(1 + hfe_2)R_E$$

$$V_o \left(\frac{hie_1 + (hfe_1 + 1)hie_2 + (hfe_1 + 1)(1 + hfe_2)R_E}{hie_1 + (hfe_1 + 1)hie_2} \right) = \frac{V_i}{hie_1 + (hfe_1 + 1)hie_2} (hfe_1 + 1)(1 + hfe_2)R_E$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{\frac{(hfe_1 + 1)(1 + hfe_2)R_E}{hie_1 + (hfe_1 + 1)hie_2}}{\frac{hie_1 + (hfe_1 + 1)hie_2 + (hfe_1 + 1)(1 + hfe_2)R_E}{hie_1 + (hfe_1 + 1)hie_2}}$$

$$Av = \frac{V_o}{V_i} = \frac{(hfe_1 + 1)(1 + hfe_2)R_E}{hie_1 + (hfe_1 + 1)hie_2 + (hfe_1 + 1)(1 + hfe_2)R_E}$$

Y considerando que las impedancias de entrada hie_1 e hie_2 son muy pequeñas, a comparación de las ganancias de corriente hfe_1 y hfe_2 , entonces podremos concluir que la **ganancia de voltaje es aproximadamente de 1**.

Ahora, para obtener la impedancia de entrada, volveremos a las ecuaciones (3) y (4):

$$V_i = ib_1 hie_1 + ib_1 (hfe_1 + 1)hie_2 + V_o \dots\dots\dots(3)$$

$$V_o = ib_1 (hfe_1 + 1)(1 + hfe_2)R_E \dots\dots\dots(4)$$

Sustituyendo (4) en (3):

$$V_i = i_{b_1} h_{ie_1} + i_{b_1} (h_{fe_1} + 1) h_{ie_2} + i_{b_1} (h_{fe_1} + 1) (1 + h_{fe_2}) R_E$$

$$V_i = i_{b_1} [h_{ie_1} + (h_{fe_1} + 1) h_{ie_2} + (h_{fe_1} + 1) (1 + h_{fe_2}) R_E]$$

Sabiendo que la impedancia de entrada es:

$$Z_i = \frac{V_i}{i_{b_1}}$$

$$Z_i = \frac{i_{b_1} [h_{ie_1} + (h_{fe_1} + 1) h_{ie_2} + (h_{fe_1} + 1) (1 + h_{fe_2}) R_E]}{i_{b_1}}$$

$$Z_i = h_{ie_1} + (h_{fe_1} + 1) h_{ie_2} + (h_{fe_1} + 1) (1 + h_{fe_2}) R_E$$

Como se puede observar en esta última ecuación, **la impedancia de entrada es muy alta.**

Y por último, para obtener la ganancia de corriente sabemos que:

$$i_o = i_{b_2} (1 + h_{fe_2})$$

$$\text{Pero } i_{b_2} = i_{b_1} (1 + h_{fe_1})$$

Entonces la ganancia es:

$$A_i = \frac{i_o}{i_i} = \frac{i_{b_2} (1 + h_{fe_2})}{i_{b_1}}$$

$$A_i = \frac{i_{b_1} (1 + h_{fe_1}) (1 + h_{fe_2})}{i_{b_1}}$$

$$A_i = (1 + h_{fe_1}) (1 + h_{fe_2})$$

Con todas las ecuaciones obtenidas, podemos darnos una idea, de que la sección de los transistores sirve para aumentar la corriente, lo suficiente como para que la fuente pueda garantizar la demanda de la impresora, que puede llegar a requerir de de 25 a 30 A.

Sólo para verificar este parámetro, sustituiremos valores en la ecuación de corriente continua:

$$I_{B1} = \frac{V_{CC} - 2V_{BE}}{R_B + (S_1 + 1) R_E (S_2 + 1)}$$

Donde :

$V_{CC} = 5 \text{ V}$ (que se toman de la salida del regulador 7805)

$V_{BE} = 0.7 \text{ V}$ (que es el valor típico del diodo que se toma de la base al emisor)

$R_B = 0.015$ (resistencia de salida del regulador 7805)

$S_1 = 750$ (factor de amplificación de corriente continua del transistor BDX33)

$S_2 = 70$ (factor de amplificación de corriente continua del transistor 2N3055)

$R_E = 0.22$ (resistencia mostrada en la figura 1.43 de la fuente de la Z4M Plus)

Con todos los datos anteriores $I_{B1} = 0.3069 \text{ mA}$

Sustituyendo I_{B1} en $I_{C2} = S_2 (S_1 + 1) I_{B1}$

$$I_{C2} = 16.13 \text{ (A)}$$

Y la corriente en el emisor es:

$$I_{E2} = I_{C2} \left(1 + \frac{1}{S_2} \right) = 16.13(1.014) = 16.36 \text{ (A)}$$

Siendo **suficiente esta última corriente, para el buen funcionamiento de la impresora**, ya que como se podrá observar en la figura 1.43 (fuente de la Z4M Plus), después del par Darlington analizado, se encuentra una serie de transistores conectados en serie, de tal manera que la corriente entregada en la fuente es la suma de $I_{E2} + I_{E3} + I_{E4} + I_{E5} = \text{Corriente total requerida por la impresora}$. Evidentemente, la corriente requerida, no siempre será la misma, debido a que no se demanda la misma cantidad de corriente cuando la máquina está en reposo que cuando está imprimiendo, como tampoco se gasta lo mismo cuando se trabaja con menos o más oscuridad en la impresión, siendo lo importante a recalcar, que la fuente puede cumplir a la demanda de la Z4M Plus.

De igual forma, el voltaje entregado por lo fuente será de:

$$V_{CC2} - V_{CE} - R_E I_{E2} - V_F = 0$$

Donde:

$V_{CC2} = 23.98 \text{ V}$ (Voltaje que se obtiene del capacitor electrolítico de la fuente)

$V_{CE} = 7.5 \text{ V}$ (De la gráfica V_{CE} vs I_C del transistor 2N3055)

$R_E = 0.22$

$I_{E2} = 16.36 \text{ A}$ (Corriente que acabamos de obtener, correspondiente al transistor 2N3055)

$V_F =$ Voltaje que entrega la fuente, el que deseamos obtener.

Sustituyendo,

$$V_F = 23.98 - 7.5 - 0.22 (16.36) = 12.881 \text{ V}$$

Que son **aproximadamente los 13 V que se requieren de la fuente.**

Lo importante de todas las ecuaciones realizadas y del análisis de las diferentes etapas de la fuente, es tener las herramientas suficientes para revisar los posibles daños y hacer reparaciones que puedan ahorrar tiempo y costo en el hospital. Tener la capacidad de analizar, con un osciloscopio o un multímetro, para proporcionar soluciones viables y eficientes.

4. Programas de mantenimiento preventivo.

Basándose en el marco teórico II.4, referente a la clasificación del equipamiento en el hospital, también se obtienen los siguientes resultados:

Se realizaron programas de mantenimiento preventivo para un conjunto de equipos en un área específica, con la ayuda de las tablas de las figuras 1.6 y 1.7, en conjunto con sentido común enfocado en la protección eléctrica hacia el paciente y el personal. Considerando lo anterior, se presenta una situación específica, obteniéndose una rutina de mantenimiento.

Siendo el siguiente uno de los casos más comunes en el hospital de oncología:

En un cuarto de quirófano donde se cuenta con: electrocauterio, respirador, monitor y RX portátil, sería importante considerar que:

- 1) El electrocuterio, el respirador y el monitor son aparatos eléctricos que no aparecen en las tablas de las figuras 1.6 y 1.7, pero como ingenieros biomédicos podemos deducir que sería pertinente revisar lo siguiente:
- a. Cables de alimentación sin daños y faltas de aislante. Igualmente, sería pertinente verificar el buen estado de los contactos a los que van a ser conectados.
 - b. Que los equipos no muestren derrames de líquido, en el caso de que así sea, no utilizar los mismos hasta que hayan sido abiertos y que el personal pertinente garantice su correcto funcionamiento.
 - c. Que se realicen los protocolos de funcionamiento conforme lo establezca el fabricante.
 - d. Los aparatos de calibración utilizados en la revisión y reparación de los equipos, deberán estar calibrados dentro del último año por laboratorios oficiales, adjuntándose fotocopia de la misma en cada intervención.
 - e. Todos los equipos deberán estar identificados de tal manera que sea perfectamente legible y entendible por el usuario el estado de los mismos, por lo que se propone la identificación según las etiquetas que se muestran en la figura 1.12. Para diferenciar aún mejor, se podrían utilizar etiquetas de un color diferente para cada caso:
 - o Rojo, indicando la prohibición de su utilización.
 - o Amarillo, cuando se indica un equipo en pruebas.
 - o Verde para indicar a un equipo operativo con funcionamiento correcto.

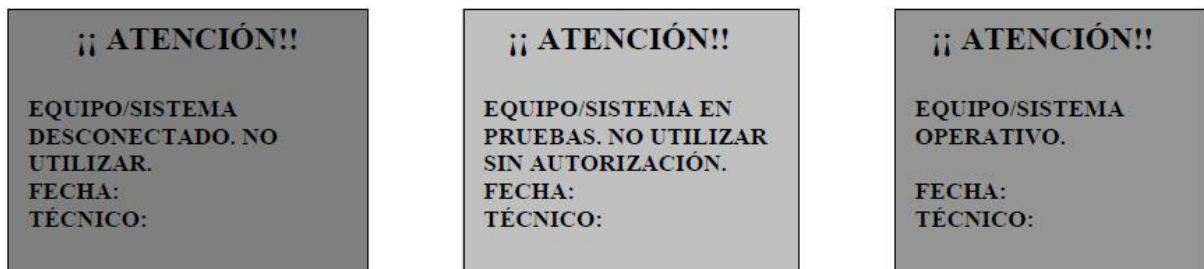


Fig. 1.12 Identificación del estado de un equipo por etiquetado.

- f. Verificar que todos los equipos tengan una correcta conexión a tierra física.
- g. Todos los equipos deberán contar con uno de repuesto, para que en el caso de ser necesario, este se pueda cambiar de manera eficiente. Evidentemente estos equipos de respaldo, también deberán tener un funcionamiento óptimo y cumplir con todas las características mencionadas anteriormente.

Evidentemente, la anterior rutina de prevención, debe ser realizada por personal autorizado del hospital y de ser posible hasta por el fabricante.

- 2) Por otro lado, el RX portátil si se encuentra en las figura 1.6 y 1.7, podemos considerar los riesgos que aparecen como “Riesgos Radiología” y así elaborar lo que resta de un mantenimiento preventivo e incluso tener en cuenta algunas situaciones durante la operación:
- a) Poner especial cuidado a las caídas y aplastamientos con el RX portátil: intentar no tener cables en el paso del personal y que a la hora de mover el equipo, este no quede encima de algún cable de tierra física que pueda ser dañado.
 - b) Verificar que el equipo tenga una conexión a tierra física en buen estado.
 - c) Es importante que el RX no se encuentre fuera de calibración, para lo cual se deben programar con el fabricante, las vistas de mantenimiento necesarias, de esta forma evitaremos sobre exposición a radiaciones y repetición de estudios innecesarios.
 - d) Revisar que al momento del estudio no haya estructuras deficientes: zonas sin emplomar, fugas en las puertas y ventanas, para evitar radiaciones ionizantes.
 - e) Todo el personal debe contar con protección adecuada: guantes, delantales plomados, etc.
 - f) Se debe mantener una distancia pertinente entre los equipos portátiles y quirúrgicos. Incluso algunos de estos lineamientos vienen marcados en el manual del equipamiento.
 - g) También es importante tener la señalización pertinente, para que no hayan exposiciones accidentales.
 - h) Algunos de los equipos de RX portátiles manejan un aceite que puede llegar a desprenderse, en el caso de ser así un mecanismo de seguridad será activado, por lo tanto, debemos revisar que este mecanismo esté debidamente conectado a la corriente.
 - i) Para evitar quemaduras e incendios es importante revisar el buen estado de las baterías del equipo, en caso de que este contase con unas.

5. Circuitos eléctricos equivalentes en instalaciones especiales.

De los ejemplos mostrados en el marco teórico sección II.7 (Instalaciones especiales para pacientes susceptibles a la electricidad), pueden obtenerse los circuitos eléctricos equivalentes, llevarse a la vida real y modelarse matemáticamente, para de ésta forma poder estudiar los posibles efectos y daños en el paciente:

1. Primer caso: Defecto o ruptura del conductor de puesta a tierra.

En la figura 1.13 pueden observarse dos situaciones diferentes de riesgo de microshock, en ambas existe un defecto o rotura de la puesta a tierra.

Los circuitos eléctricos equivalentes también pueden observarse para ambos casos en la misma figura.

Basándose en lo anterior, se obtiene que para una tensión de red de 120 V y una capacitancia parásita de 2500pF (dato que generalmente otorga el fabricante del equipo), pueden originarse corrientes de fuga de 108.803μA, considerado una resistencia en la piel de 100K y la del cuerpo de 500 .

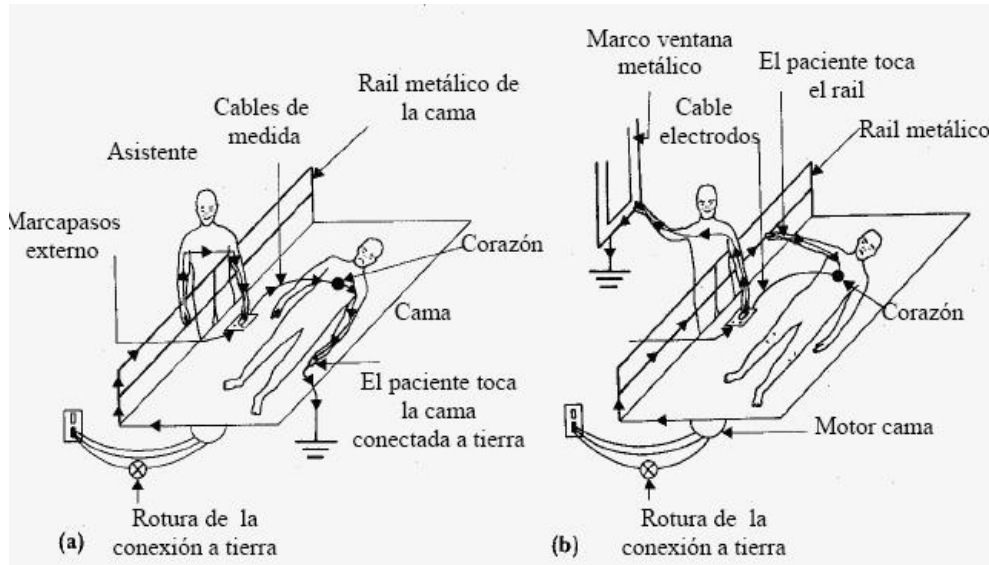


Figura 1.13 a) *Microshock* provocado por catéter en el corazón. b) Otra situación de *microshock*.

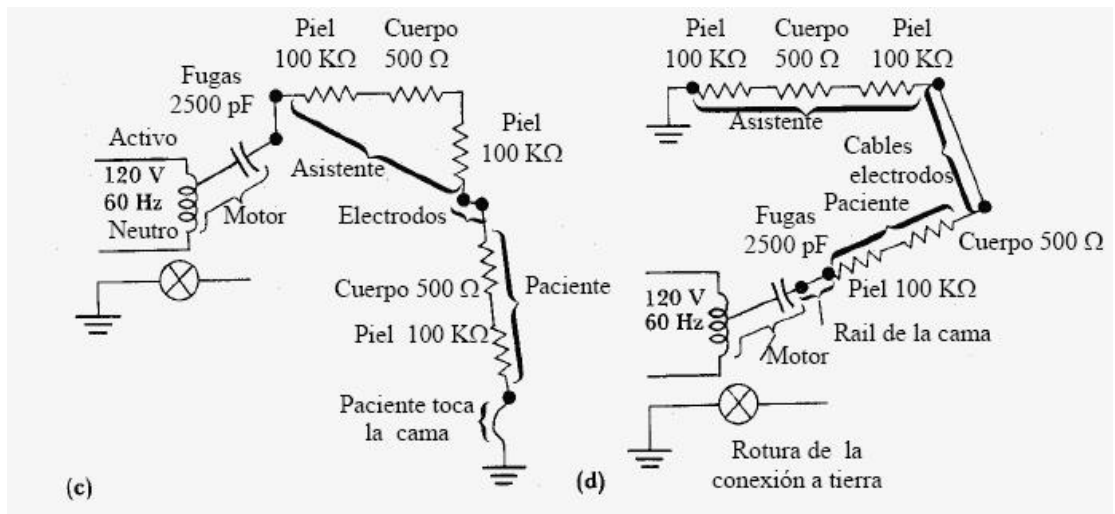


Figura 1.13. c) Circuito equivalente para a). d) circuito equivalente para b).

La corriente eléctrica de $108.803\mu\text{A}$, puede calcularse con la ayuda de la ley de Ohm:

$$I = \frac{V}{R}$$

Sólo que en ésta situación en particular, estamos trabajando con corrientes alternas, por lo cual, en lugar de una resistencia sencilla, más bien estamos tratando con una impedancia, siendo ésta última una resistencia eléctrica (parte real) más una reactancia (parte imaginaria). Y al igual que la resistencia eléctrica ordinaria, es una oposición ofrecida al paso de la corriente, sólo que la reactancia es la oposición ofrecida al paso de la corriente alterna por inductores (bobinas) y capacitores (condensadores).

$$\text{Impedancia} = Z = R + jX$$

Para poder introducir la impedancia a la ley de ohm, usaremos el módulo de la misma:

$$|Z| = \sqrt{X^2 + R_{total}^2}$$

Finalmente, en el caso planteado, sólo se está tomando en cuenta una capacitancia, por lo tanto, la X la tomaremos como una reactancia capacitiva:

$$X = X_c = \frac{1}{2\pi fC}$$

Donde:

f = frecuencia en Hertz
C= capacitancia en Farads

Aclarado todo lo anterior, la corriente la podemos calcular de la siguiente forma. Sin olvidar que la R_{total} sería, según la figura 1.13, la resistencia del asistente (200K de la piel + 500 del cuerpo), más la resistencia del paciente (100K de la piel + 500 del cuerpo).

$$I = \frac{120}{\left[\left(\frac{1}{2fC} \right)^2 + (R_{total})^2 \right]^{1/2}}$$

Sustituyendo a los valores propuestos:

$$I = \frac{120}{\left[\left(\frac{1}{2f(60)(2500 \times 10^{-12})} \right)^2 + (301000)^2 \right]^{1/2}}$$

$$I = 108.803 \mu A$$

Como **resultado** podemos decir que una corriente de **108.803 μA** podría ser **muy peligrosa para un paciente con electrodos o catéteres intracardiacos**, ya que como fue mencionado en el marco teórico, en el tema de “Efectos fisiológicos de la electricidad”, las corrientes para entrar en fibrilación, para un paciente conectado directamente al corazón, pueden variar entre 80 y 600 μA , siendo el límite de seguridad 10 μA .

2. Segundo Caso: Equipos conectados a diferentes potenciales de tierra.

La figura 1.14 muestra el riesgo de *microshock* cuando las tierras no son equipotenciales, en estos casos la corriente que circula por la tierra general del hospital, puede alcanzar los 5A, suponiendo que la resistencia del cable de tierra es de 0.1 Ω , pueden aparecer 500mV entre diferentes tierras de distintos equipos.

Suponiendo además una resistencia de catéter de 50K Ω y la del cuerpo de 300 Ω , nos podemos acercar mucho a los 10 μA del límite de seguridad.

$$I = \frac{V}{R} = \frac{500 \times 10^{-3}}{50 \times 10^3 + 300} = 9.94 \mu\text{A}$$

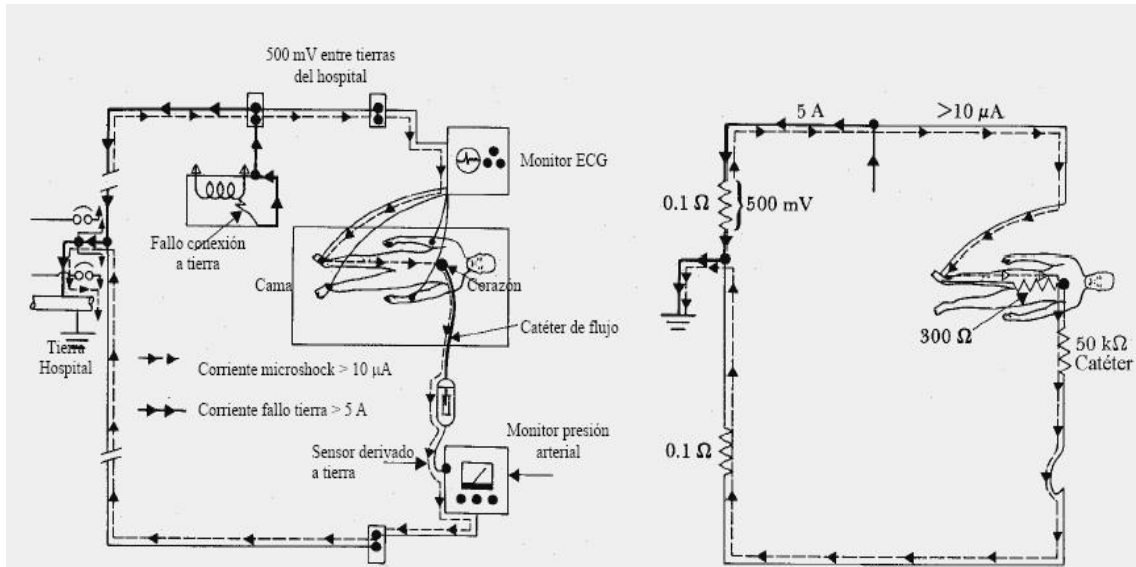


Figura 1.14

a) Riesgo de microshock debido a la existencia de equipos conectados a diferentes potenciales de tierra. b) Circuito equivalente.

Conclusiones:

1. Es sumamente importante que los empleados del Departamento de Conservación y Servicios Generales, relacionados con el mantenimiento y reparación de las instalaciones eléctricas, así como del equipamiento, tengan conocimiento amplio acerca de los niveles de corriente, sus riesgos y consecuencias.
2. Los empleados del área eléctrica, deberán evitar los riesgos de sufrir macroshock y microshock, tanto a los empleados ocupacionalmente expuestos como a los pacientes.
3. Deben revisarse de manera periódica los entornos eléctricos del área de terapia intensiva, debido a que los pacientes hospitalizados en ésta zona son más susceptibles a la electricidad, por la penetración de catéteres cardiacos y otros dispositivos invasivos.
4. Se debe garantizar que los entornos de los pacientes tengan las menores diferencias de potencial posibles, así como un sistema de tierra confiable y organizado, como se mostró en el presente trabajo.
5. El fabricante de la impresora Z4M Plus (Zebra), certificó a parte del personal de Conservación, para la sustitución de refacciones y obtención de pruebas, que arrojan el estado de la impresora y su calidad de impresión. Además, éste personal obtuvo la experiencia necesaria para la solución de problemas y la realización de los mantenimientos correctivos y preventivos. Todo ésta información teórica y práctica, así como los procedimientos relacionados, se muestran dentro de los resultados del presente trabajo.
6. Los equipos médicos deberán ser revisados de manera periódica, evitando las reparaciones rápidas dentro de cirugía. Se deberán realizar rutinas de mantenimiento preventivo, con la ayuda de las tablas de riesgo y del mantenimiento general recomendado para aparatos eléctricos generales.
7. Los equipos de respaldo también deberán contar con rutinas de mantenimiento preventivo, para que se utilicen rápidamente en caso de urgencias, sobre todo en el área de quirófano.
8. Todo el equipamiento debe estar bien identificado con etiquetas, que permitan localizar al fabricante en caso de dudas o mantenimiento correctivo, además también se debe identificar el estado actual del equipo: si se trata de un equipo en pruebas, en perfecto funcionamiento, etc.
9. Basándose en los entornos eléctricos del paciente y con ayuda de los datos otorgados por el fabricante, pueden obtenerse circuitos eléctricos equivalentes, que nos permitan visualizar de manera concreta, las corrientes que pueden circular por el paciente y los riesgos de la misma.